

5 Ergebnisse

5.1 Scherfestigkeiten

Beim Vergleich der Scherfestigkeiten [MPa] erkennt man, dass kein signifikanter Unterschied zwischen Prämolarenbrackets (Medianwert 14,18 MPa) und Schneidezahnbrackets (Medianwert 14,98 MPa) bestand (Abb. 14; Anhang Tab. 1).

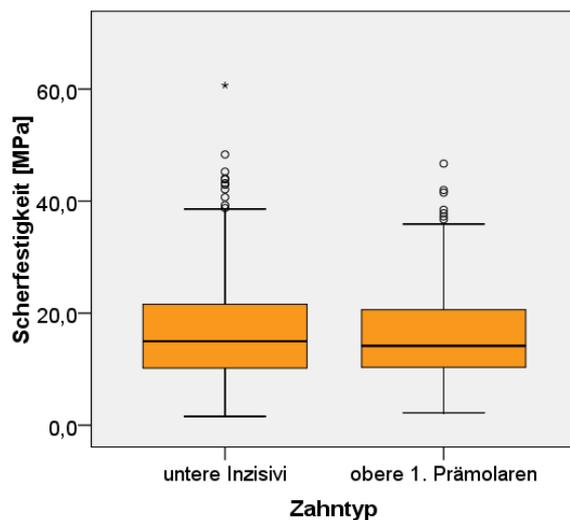


Abbildung 14: Box-Whisker-Plot-Darstellung der Scherfestigkeiten der verwendeten Zahntypen; n/Gruppe = 360, $p = 0,416$ (Mann-Whitney-U-Test).

Die erreichten Scherfestigkeiten bei den Fascination[®]-Brackets waren signifikant ($p = 0,003$, Mann-Whitney-U-Test) höher als bei den Fascination[®]2-Brackets. Der Medianwert betrug bei den Fascination[®]-Brackets 15,63 MPa und bei den Fascination[®]2-Brackets mit 13,10 MPa. (Abb. 15; Anhang Tab. 2).

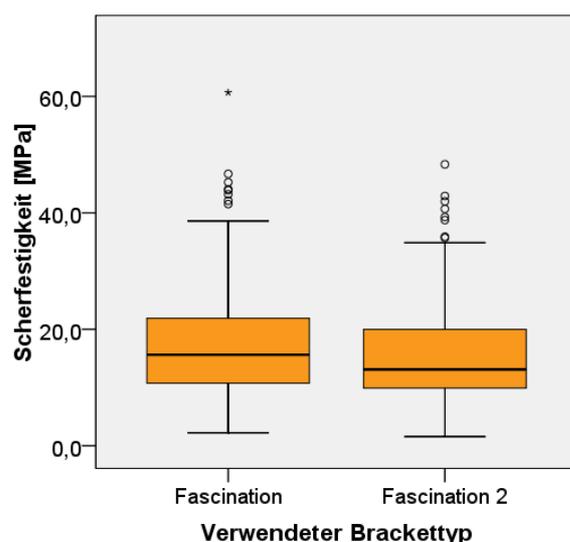


Abbildung 15: Box-Whisker-Plot-Darstellung der Scherfestigkeit der verwendeten Brackettypen; n/Gruppe = 360, $p = 0,003$ (Mann-Whitney-U-Test).

Abbildung 16 zeigt, dass die Lagerung der untersuchten Zähne einen Einfluss auf die erzielten Scherfestigkeiten hatte. Der Mann-Whitney-U-Test zeigt einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$) zwischen den unterschiedlichen Lagerungsmedien wobei die Zähne, die von Anfang an in einer 0,1%igen Thymollösung gelagert wurden, signifikant höhere Scherfestigkeiten (Medianwert 16,72 MPa) aufwiesen als die Zähne, die zunächst in einer 96%igen Ethanollösung gelagert wurden und erst in der Zahnklinik in eine 0,1%ige Thymollösung umgelagert wurden (Medianwert 13,15 MPa; Abb. 16; Anhang Tab. 3).

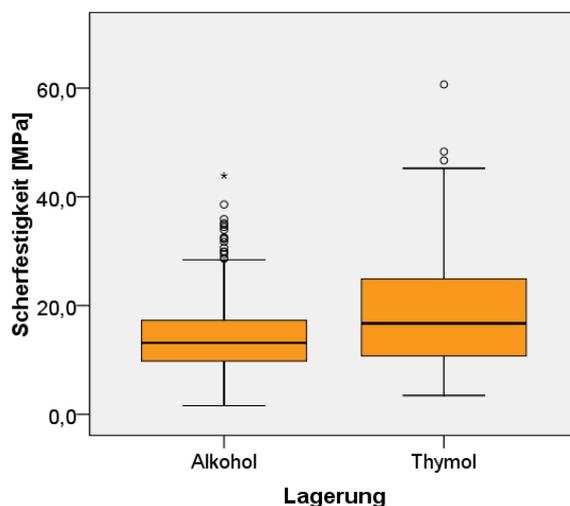


Abbildung 16: Box-Whisker-Plot-Darstellung der Scherfestigkeit der verwendeten Lagerungsmedien; $n/\text{Gruppe} = 360$, $p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test).

Bei der Betrachtung der Scherfestigkeiten in Abhängigkeit vom verwendeten Adhäsiv wird deutlich, dass mit dem Adhäsiv ConTec Duo (Medianwert 13,34 MPa) im Vergleich zum ConTec LC (Medianwert 15,60 MPa) signifikant ($p = 0,001$, Mann-Whitney-U-Test) kleinere Scherfestigkeiten erzielt wurden (Abb. 17; Anhang Tab. 4).

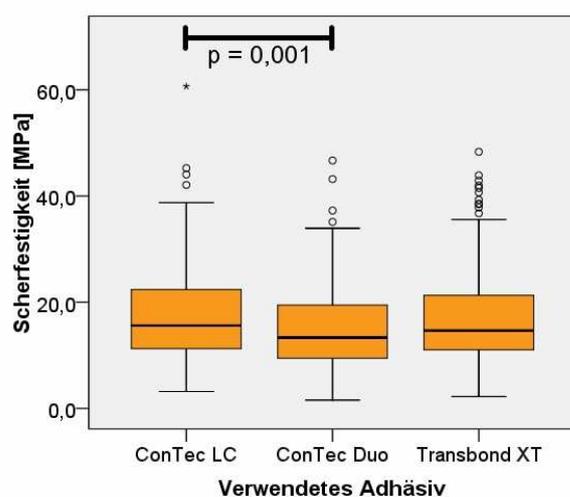


Abbildung 17: Box-Whisker-Plot-Darstellung der Scherfestigkeit der verwendeten Adhäsive; $n/\text{Gruppe} = 240$.

Bei den eingesetzten Polymerisationslampen erreichten die Halogenlampe ConTec Light (Medianwert 15,61 MPa) und die Plasmalampe der Firma American Dental Technologies (ADT) (Medianwert 14,67 MPa) signifikant ($p = 0,012$, Mann-Whitney-U-Test) höhere Scherfestigkeiten als die LED-Lampe Elipar™ FreeLight (Medianwert 13,30 MPa) (Abb. 18; Anhang Tab. 5).

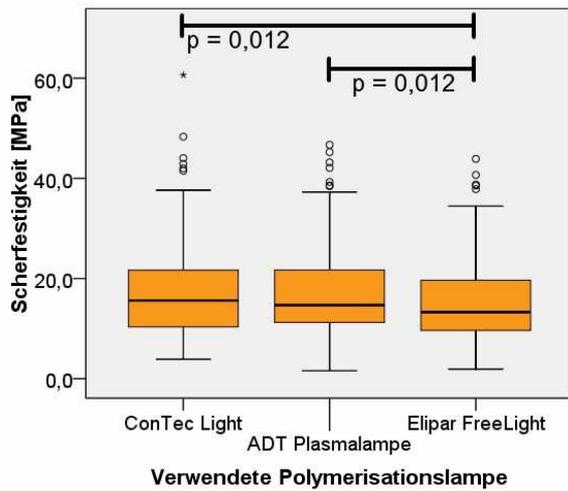


Abbildung 18: Box-Whisker-Plot-Darstellung der Scherfestigkeit der verwendeten Polymerisationslampen; $n/\text{Gruppe} = 240$.

5.2 Schmelzschäden

Die Größe der aufgetretenen Schmelzausrisse wurde nach Betrachtung unter 10-facher und 40-facher Vergrößerung in vier Gruppen kategorisiert:

0 = kein Schmelzausriss,

1 = Fläche des Schmelzausrisses $\leq 1/3$ der Bracketbasisfläche,

2 = Fläche des Schmelzausrisses $\leq 2/3$ der Bracketbasisfläche aber $> 1/3$ der Bracketbasisfläche und

3 = Fläche des Schmelzausrisses $> 2/3$ der Bracketbasisfläche.

Dabei wurde die flächenhafte Ausdehnung des Schmelzausrisses begutachtet, die Tiefe des Schmelzausrisses wurde nicht berücksichtigt.

Bei der Gegenüberstellung der prozentualen Verteilung der Schmelzausrissgrößen der verschiedenen Lagerungsmedien erkennt man, dass jene Zähne, die von Anfang an in einer 0,1%igen Thymollösung gelagert worden waren, signifikant ($p < 0,001$, Mann-Whitney-U-Test) kleinere Schmelzausrisse aufwiesen. Vor allem in der Gruppe 0, die die Zähne ohne Schmelzausriss repräsentiert hatten die in Thymol gelagerten Zähne einen signifikant größeren Anteil als in den drei anderen Gruppen (Gruppe 1, 2 und 3) (Tab. 6).

	Auswertung der Bruchflächen mittels Mikroskop			
	0	1	2	3
Alkohol	54,7 %	12,8 %	25,6 %	6,9 %
Thymol	73,1 %	11,1 %	11,7 %	4,2 %

Tabelle 6: Häufigkeitsverteilung der Schmelzausrissgrößen bei verschiedenen Lagerungsmedien; n/Gruppe = 360; $p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test).

Der Vergleich der beiden verwendeten Zahntypen zeigt, dass die unteren Schneidezähne signifikant ($p = 0,046$, Mann-Whitney-U-Test) kleinere Schmelzausrisse zeigten als die oberen ersten Prämolaren (Tab. 7).

	Auswertung der Bruchflächen mittels Mikroskop			
	0	1	2	3
Zahntyp: Schneidezahn unterer Inzisivus oder Prämolare	66,1 %	13,6 %	18,1 %	2,2 %
oberer 1. Prämolare	61,7 %	10,3 %	19,2 %	8,9 %

Tabelle 7: Häufigkeitsverteilung der Schmelzausrissgrößen bei verschiedenen Zahntypen; n/Gruppe = 360, $p = 0,046$ (Mann-Whitney-U-Test).

Die beiden verwendeten Brackettypen unterschieden sich signifikant ($p = 0,012$, Mann-Whitney-U-Test) in ihrem Schmelzausrissverhalten: Fascination[®]-Brackets hinterließen bei 68,3 % der Zähne Schmelzoberflächen ohne Ausriss, während dieser Anteil bei den Fascination[®]2-Brackets nur bei 59,4 % lag. In den Gruppen 1 bis 3, die unterschiedlich große Schmelzausrisse darstellen, hatten die Fascination[®]2-Brackets einen höheren Anteil (Tab. 8).

		Auswertung der Bruchflächen mittels Mikroskop			
		0	1	2	3
Verwendeter Brackettyp	Fascination [®]	68,3 %	11,1 %	15,6 %	5,0 %
	Fascination [®] 2	59,4 %	12,8 %	21,7 %	6,1 %

Tabelle 8: Häufigkeitsverteilung der Schmelzausrissgrößen bei verschiedenen Brackettypen; n/Gruppe = 360, $p = 0,012$ (Mann-Whitney-U-Test).

Die verwendeten Adhäsive ergaben keine signifikanten Unterschiede beim Schmelzausrissverhalten der mit ihnen geklebten Brackets (Tab. 9).

		Auswertung der Bruchflächen mittels Mikroskop			
		0	1	2	3
Verwendetes Adhäsiv	ConTec LC	59,6 %	12,9 %	21,3 %	6,3 %
	ConTec Duo	67,1 %	11,3 %	17,5 %	4,2 %
	Transbond [™] XT	65,0 %	11,7 %	17,1 %	6,3 %

Tabelle 9: Häufigkeitsverteilung der Schmelzausrissgrößen bei Verwendung verschiedener Adhäsive; n/Gruppe = 240, $p = 0,196$ (Kruskal-Wallis-Test).

Auch bei der Betrachtung der unterschiedlichen Polymerisationslampen bezüglich des Schmelzausrissverhaltens lassen sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Häufigkeit oder Größe der Schmelzausrisse feststellen (Tab. 10).

		Auswertung der Bruchflächen mittels Mikroskop			
		0	1	2	3
Verwendete Polymerisationslampe	ConTec Light	67,9 %	11,3 %	15,8 %	5,0 %
	ADT Plasmalampe	62,1 %	12,5 %	20,0 %	5,4 %
	Elipar [™] FreeLight	61,7 %	12,1 %	20,0 %	6,3 %

Tabelle 10: Häufigkeitsverteilung der Schmelzausrissgrößen bei Verwendung verschiedener Polymerisationslampen, n/Gruppe = 240, $p = 0,267$ (Kruskal-Wallis-Test).

5.3 Beschreibung des nach der Bracketentfernung vorhandenen Restadhäsivs mittels der Einteilung nach Pies

Nach der Bracketentfernung können Adhäsivreste auf dem Zahn verbleiben, die anschließend z. B. mit rotierenden Instrumenten entfernt werden müssen.

Wünschenswert ist ein Bruch zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv, da in diesem Fall kein Adhäsiv vom Zahn entfernt werden muss.

Durch die Betrachtung und Auswertung des Bruchflächenverlaufs können auch Rückschlüsse auf die Schwachstellen des Verbundes zwischen Zahn, Adhäsiv und Bracketbasis gezogen werden.

Bei der hier vorgenommenen Auswertung nach Pies et al. wurden die Bruchflächen in Brüche zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv (Code 1), Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv (Code 2) und in Brüche aus einer Kombination der beiden ersten Bruchtypen (Code 3) eingeteilt.

Vollständig im Adhäsiv verlaufende Brüche wurden dem Code 2 zugeordnet, da auch bei diesen Brüchen das Adhäsiv auf einer der Bracketbasis entsprechenden Fläche komplett auf der Zahnoberfläche verbleibt und somit später noch vom Zahn entfernt werden muss.

Die unterschiedlichen Lagerungsmedien der verwendeten Zähne hatten keinen signifikanten Einfluss ($p = 0,261$, Mann-Whitney-U-Test) auf den Bruchflächenverlauf (Tab. 11).

	Auswertung der Bruchflächen nach Pies et al.		
	Code 1	Code 2	Code 3
Alkohol	28,6 %	19,4 %	51,9 %
Thymol	36,1 %	13,1 %	50,8 %

Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Bruchflächenverläufe bei unterschiedlichen Lagerungsmedien; n/Gruppe = 360, $p = 0,261$ (Mann-Whitney-U-Test).

Auch die Art des Zahnes hatte keinen signifikanten Einfluss ($p = 0,372$, Mann-Whitney-U-Test) auf den Bruchflächenverlauf. Es bleibt jedoch festzustellen, dass die unteren Schneidezähne häufiger einen Bruchflächenverlauf zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv zeigten, wogegen die oberen 1. Prämolaren häufiger einen Bruchflächenverlauf zwischen Bracketbasis und Adhäsiv zeigten. Der Anteil der kombinierten

Bruchflächenverläufe war mit 52,5 % bei den unteren Schneidezähnen und 50,3 % bei den oberen ersten Prämolaren relativ hoch (Tab. 12).

		Auswertung der Bruchflächen nach Pies et al.		
		Code 1	Code 2	Code 3
Zahntyp: Schneidezahn oder Prämolare	unterer Inzisivus	37,5 %	10,0 %	52,5 %
	oberer 1. Prämolare	27,2 %	22,5 %	50,3 %

Tabelle 12: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Bruchflächenverläufe bei unterschiedlichen Zahntypen; n/Gruppe = 360, p = 0,372 (Mann-Whitney-U-Test).

Bei der Gegenüberstellung der beiden untersuchten Brackettypen erkennt man, dass bei den Fascination®-Brackets signifikant (p = 0,046, Mann-Whitney-U-Test) mehr Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv zu verzeichnen waren als bei den Fascination®2-Brackets (Code2). Dagegen wiesen die Fascination®2-Brackets mehr Brüche auf, die eine Kombination aus den ersten beiden Gruppen waren (Code 3), bei denen Restadhäsiv sowohl zu einem Teil auf dem Zahn verblieb als auch zu einem Teil auf dem Bracket haftete. Dem Anteil von 58,1 % kombinierter Bruchflächenverläufe im Vergleich zu den 44,7 % bei den Fascination®-Brackets standen 8,3 % bei den Fascination®2-Brackets mit einem Bruchflächenverlauf zwischen Bracketbasis und Adhäsiv gegenüber. Bei den Fascination®-Brackets war dieser Typ des Bruchflächenverlaufs mit 24,2 % deutlich häufiger (Tab. 13).

		Auswertung der Bruchflächen nach Pies et al.		
		Code 1	Code 2	Code 3
Verwendeter Brackettyp	Fascination®	31,1 %	24,2 %	44,7 %
	Fascination® 2	33,6 %	8,3 %	58,1 %

Tabelle 13: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Bruchflächenverläufe bei Verwendung unterschiedlichen Brackettypen; n/Gruppe = 360, p = 0,046 (Mann-Whitney-U-Test).

Der Vergleich der verwendeten Adhäsive zeigt, dass sich nur ConTec LC und Tansbond™ XT signifikant (p = 0,003, Mann-Whitney-U-Test) bezüglich des aufgetretenen Bruchflächenverlaufes unterscheiden (Tab. 14). Transbond™ XT hat in der Gruppe der Brüche zwischen Zahn und Adhäsiv den größten Anteil (38,8 %) und ConTec LC den geringsten Anteil (26,7 %). In der Gruppe der kombinierten Bruchflächenverläufe hat ConTec LC den größten Anteil (57,1 %) und Transbond™ XT den geringsten Anteil (44,6 %).

Dennoch ist zu beachten, dass bei allen Adhäsiven die kombinierten Bruchflächenverläufe (Code 3) am häufigsten waren.

		Auswertung der Bruchflächen nach Pies et al.		
		Code 1	Code 2	Code 3
Verwendetes Adhäsiv	ConTec LC	26,7 %	16,3 %	57,1 %
	ConTec Duo	31,7 %	15,8 %	52,5 %
	Transbond™XT	38,8 %	16,7 %	44,6 %

Tabelle 14: Häufigkeitsverteilung der Bruchflächenverläufe bei unterschiedlichen Adhäsiven; n/ Gruppe = 240, signifikanter Unterschied zwischen ConTec LC und Transbond™ XT, $p = 0,003$ (Mann-Whitney-U-Test).

Die Auflistung der Bruchflächenverläufe in Abhängigkeit von den verwendeten Polymerisationslampen zeigt, dass die verschiedenen Polymerisationslampen keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchflächenverläufe hatten (Tab. 15).

		Auswertung der Bruchflächen nach Pies et al.		
		Code 1	Code 2	Code 3
Verwendete Polymerisationslampe	ConTec Light	31,7 %	17,9 %	50,4 %
	ADT Plasmalampe	32,1 %	17,1 %	50,8 %
	Elipar™ FreeLight	33,3 %	13,8 %	52,9 %

Tabelle 15: Häufigkeitsverteilung der Bruchflächenverläufe bei den verwendeten Polymerisationslampen, n/Gruppe = 240, $p = 0,980$ (Kruskal-Wallis-Test).

Es zeigt sich also, dass bei Zusammenfassung jeweils aller Tests sowohl der Brackettyp und damit das Bracketbasisdesign sowie die verwendeten Adhäsive einen signifikanten Einfluss auf den Bruchflächenverlauf hatten. Die anderen untersuchten Einflussparameter (Lagerungsmedium, Zahntyp und Polymerisationslampe) hatten keine signifikanten Auswirkungen auf den Bruchflächenverlauf.

5.4 Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Schmelzausrissen

Bei der Betrachtung der Schmelzausrisse und der dazugehörigen Scherfestigkeiten (Abb. 19) fällt auf, dass zwischen der Größe der Schmelzausrisse und der Scherfestigkeit offenbar kein Zusammenhang besteht. Nur in Gruppe 3 (Fläche des Schmelzausrisses $> 2/3$ der Bracketbasisfläche) ist die dazugehörige Scherfestigkeit höher als bei den übrigen Gruppen, aber auch dieser Unterschied ist im Vergleich zu den anderen Gruppen nicht signifikant ($p = 0,052$, Kruskal-Wallis-Test).

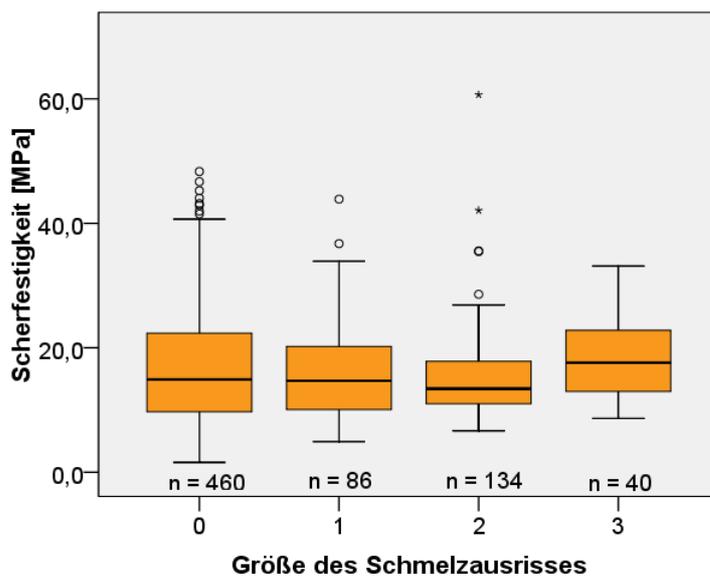


Abbildung 19: Scherfestigkeit in Abhängigkeit der Größe der Schmelzausrisse

0 = kein Schmelzausriss,

1 = Fläche des Schmelzausrisses $\leq 1/3$ der Bracketbasisfläche,

2 = Fläche des Schmelzausrisses $\leq 2/3$ der Bracketbasisfläche aber $> 1/3$ der Bracketbasisfläche und

3 = Fläche des Schmelzausrisses $> 2/3$ der Bracketbasisfläche.

Werden die Proben in Gruppen gleicher Lagerung und gleichen Zahntyps aufgeteilt, so erkennt man Zusammenhänge zwischen Scherfestigkeit und Größe der Schmelzausrisse.

Bei den in Alkohol gelagerten Zähnen wird besonders bei den unteren ersten Schneidezähnen ein Trend sichtbar, dass mit steigender Scherfestigkeit auch die Größe der Schmelzausrisse zunimmt (Abb. 20a). Dagegen lässt sich bei den Prämolaren kein solcher Zusammenhang erkennen (Abb. 20b).

Bei den in Thymol gelagerten Zähnen erkennt man vor allem bei den oberen 1. Prämolaren, dass Proben mit großen Schmelzausrissen sehr hohe Scherkräfte erreichten

(Abbildung 20c). Bei den in Thymol gelagerten unteren Inzisivi war ein solcher Zusammenhang nicht zu erkennen (Abb. 20d).

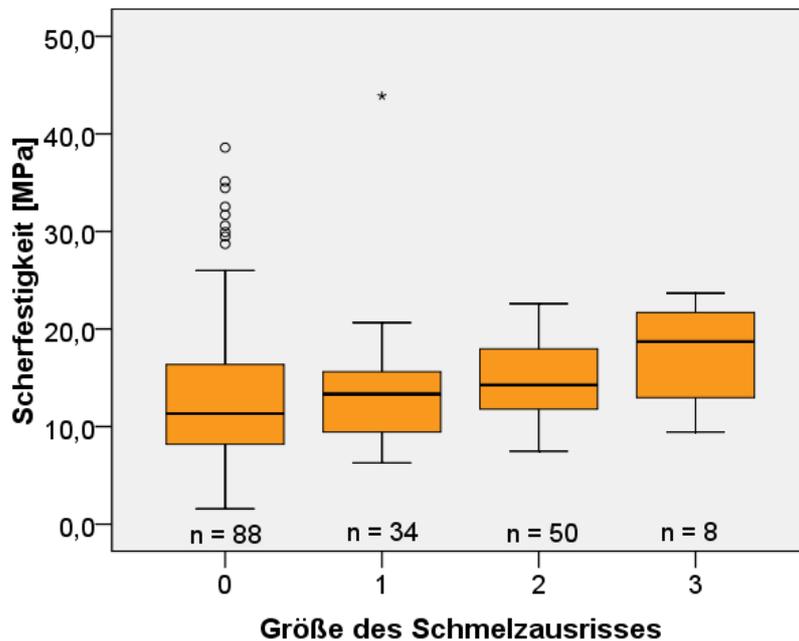


Abbildung 20a: Scherfestigkeit in Abhängigkeit der Größe der Schmelzausrisse bei unteren Inzisivi, die in Ethanol gelagert wurden.

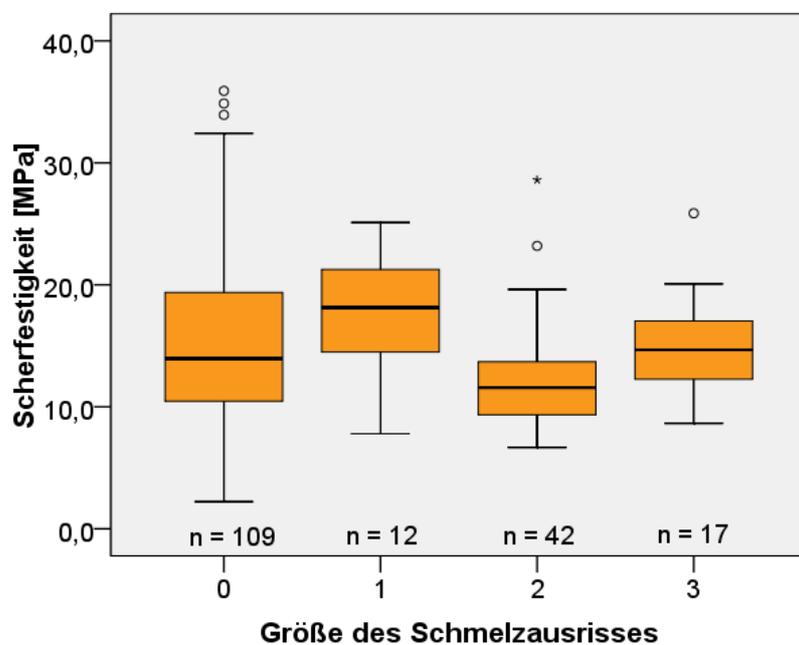


Abbildung 20b: Scherfestigkeit in Abhängigkeit der Größe der Schmelzausrisse bei oberen 1. Prämolaren, die in Ethanol gelagert wurden.

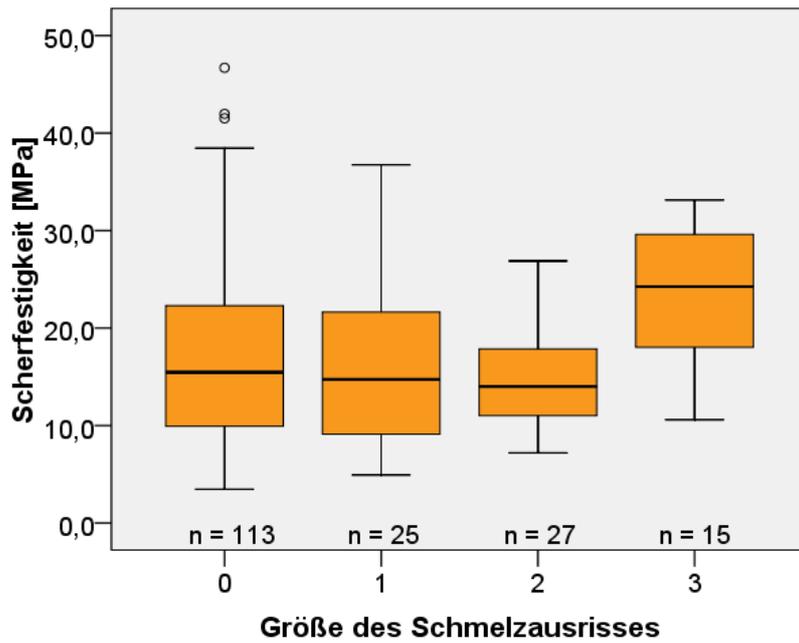


Abbildung 20c: Scherfestigkeit in Abhängigkeit der Größe der Schmelzausrisse bei oberen 1. Prämolaren, die in Thymollösung gelagert wurden.

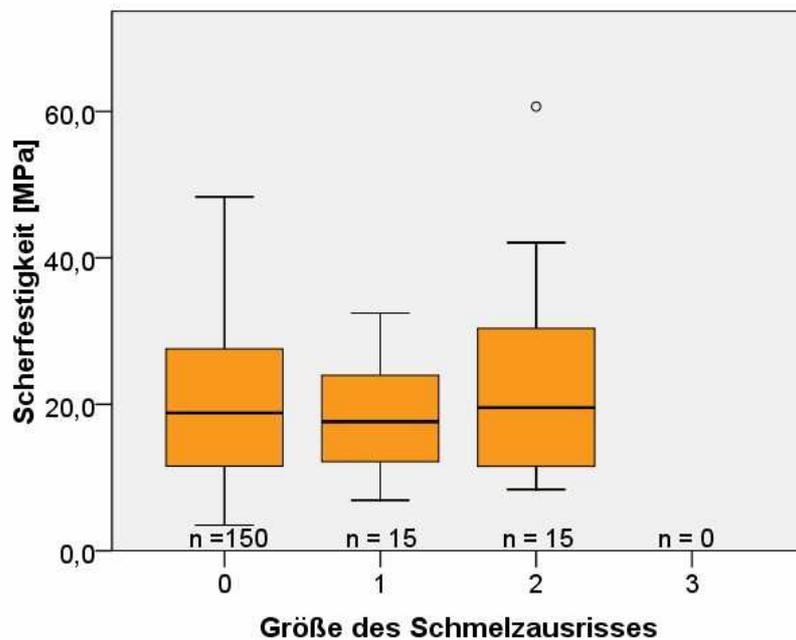


Abbildung 20d: Scherfestigkeit in Abhängigkeit der Größe der Schmelzausrisse bei unteren Inzisivi, die in Thymollösung gelagert wurden.

5.5 Bewertung der Ergebnisse anhand klinischer Parameter

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sollen dem praktisch tätigen Kieferorthopäden bei der Material- und Geräteauswahl helfen. Deshalb wurden Kriterien formuliert, die jede Probe eines Materials erfüllen muss, um klinisch akzeptabel zu sein.

Diese Kriterien sind im Einzelnen:

- Die Scherfestigkeit soll größer als 7 MPa sein.
- Es sollen keine Schmelzausrisse auftreten.
- Der Bruchflächenverlauf soll zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv auftreten.

Jene nachfolgend aufgelisteten Kombinationen aus Bracket, Adhäsiv und Polymerisationslampe (n = 10), die alle Kriterien erfüllen, lassen die bestmöglichen klinisch relevanten Ergebnisse erwarten und sind damit empfehlenswerte Varianten für die adhäsive Befestigung von Fascination[®]-Brackets und Fascination[®]2-Brackets.

Die Ergebnisse wurden wie folgt gruppiert. Es wurden vier Gruppen gebildet, die Lagerung und Zahntyp beinhalten:

- untere Schneidezähne gelagert in 96%igem Ethanol,
- obere Prämolaren gelagert in 96%igem Ethanol,
- untere Schneidezähne gelagert in 0,1%iger Thymollösung und
- obere Prämolaren gelagert in 0,1%iger Thymollösung.

Des Weiteren wurden in diesen vier Gruppen weitere Untergruppen (n = 10) gebildet, welche Adhäsiv, Polymerisationslampe und Bracket beinhalten.

Alle 10 Proben einer Untergruppe sollten die geforderte Mindestscherkraft von 7 MPa erreichen. Jene Untergruppen, die diesen Parameter erfüllten, wurden hinsichtlich des Schmelzausrissverhaltens begutachtet. Die Gruppen mit den wenigsten Schmelzausrissen pro Gruppe wurden dann bezüglich der Bruchflächenverläufe betrachtet. So resultierte letztlich ein Pool von Untergruppen, die alle geforderten klinischen Parameter erfüllen.

Es nützt dem Kliniker nichts eine Bracket-Adhäsiv-Polymerisationslampen-Kombination zu kennen, die signifikant höhere Scherfestigkeiten erzeugt als eine andere Kombination, aber bei der auch signifikant mehr Schmelzausrisse entstehen, so dass

die höhere Scherfestigkeit der Brackets eher kritisch zu betrachten ist, wenn durch sie vermehrt Schmelzschäden induziert werden.

In den einzelnen Gruppen schafften aus den in Tabelle 16 aufgelisteten Untergruppen alle Proben die geforderte Mindestscherfestigkeit von 7 MPa (Tab.16).

Tabelle 16: Untergruppen mit Scherfestigkeit \geq 7 MPa

Lagerung/Zahnstyp	UK-Inzisivi in 96 % Ethanol	UK-Inzisivi in 0,1 % Thymol	OK-Prämolaren in 96 % Ethanol	OK-Prämolaren in 0,1 % Thymol
Adhäsiv/Lampe/Bracket	LC/Halogen/Fascination® LC/Halogen/Fascination®2 LC/LED/Fascination® LC/LED/Fascination®2 Duo/Plasma/Fascination® XT/Halogen/Fascination® XT/Plasma/Fascination® XT/Plasma/Fascination®2	LC/Plasma/Fascination® LC/Plasma/Fascination®2 Duo/Halogen/Fascination® Duo/Halogen/Fascination®2 Duo/LED/Fascination®2 XT/Halogen/Fascination®2 XT/Plasma/Fascination®2	LC/Plasma/Fascination® Duo/Plasma/Fascination® XT/LED/Fascination®	LC/Plasma/Fascination®2 LC/LED/Fascination® LC/LED/Fascination®2 Duo/Plasma/Fascination® Duo/Plasma/Fascination®2 XT/Halogen/Fascination® XT/LED/Fascination®
Legende:	Adhäsiv: LC = ConTec LC Duo = ConTec Duo XT = Transbond™ XT	Lampe: Halogen = ConTec Light Plasma = Plasmalampe (PAC) der Firma ADT LED = Elipar™ FreeLight		

Die folgenden Untergruppen, die die geforderte Mindestscherfestigkeit in wenigstens zwei Obergruppen (Zahntyp und Lagerungsart) vollständig erreicht hatten, wurden hinsichtlich ihres Schmelzausrissverhaltens betrachtet:

- LC/Plasma/Fascination[®],
- LC/Plasma/Fascination[®]2,
- LC/LED/Fascination[®],
- LC/LED/Fascination[®]2,
- XT/Halogen/Fascination[®],
- XT/Plasma/Fascination[®]2,
- XT/LED/Fascination[®] und
- Duo/Plasma/Fascination[®].

In Tabelle 17 ist das Schmelzausrissverhalten der jeweiligen aus allen Obergruppen zusammengefassten Untergruppen (n = 40) dargestellt. Die in Tabelle 17 grün markierten vier Untergruppen wiesen die wenigsten Schmelzausrisse auf:

- LC/Plasma/Fascination[®],
- Duo/Plasma/Fascination[®],
- XT/Halogen/Fascination[®] und
- XT/LED/Fascination[®].

Die anderen in Tabelle 17 rot markierten vier Untergruppen (LC/Plasma/Fascination[®]2, LC/LED/Fascination[®], LC/LED/Fascination[®]2, XT/Plasma/Fascination[®]2) der vorher ausgewählten acht Untergruppen zeigten klinisch höhere Schmelzausrissraten und wurden daher nicht weiter berücksichtigt.

Untergruppen (n = 40) aus allen Obergruppen	Schmelzausriss vorhanden
LC/Halogen/Fascination®	18
LC/Halogen/Fascination®2	14
LC/Plasma/Fascination®	13
LC/Plasma/Fascination®2	17
LC/LED/Fascination®	17
LC/LED/Fascination®2	19
Duo/Halogen/Fascination®	8
Duo/Halogen/Fascination®2	13
Duo/Plasma/Fascination®	15
Duo/Plasma/Fascination®2	18
Duo/LED/Fascination®	11
Duo/LED/Fascination®2	14
XT/Halogen/Fascination®	11
XT/Halogen/Fascination®2	13
XT/Plasma/Fascination®	9
XT/Plasma/Fascination®2	19
XT/LED/Fascination®	11
XT/LED/Fascination®2	19

Tabelle 17: Anzahl vorhandener Schmelzausrisse in den aus den 4 Obergruppen zusammengefassten Untergruppen.

Adhäsiv:	Polymerisationslampe:
LC = ConTec LC	Halogen = ConTec Light
Duo = ConTec Duo	Plasma = Plasmalampe ADT
XT = Transbond™ XT	LED = Elipar™ FreeLight

- **rot:** Untergruppe mit Scherfestigkeit > 7 MPa
- **grün:** Untergruppe mit Scherfestigkeit > 7 MPa und den wenigsten Schmelzausrissen

Diese vier Untergruppen wurden nun bezüglich ihrer Bruchflächenverläufe begutachtet.

Tabelle 18 lässt erkennen, dass die Untergruppen

- Duo/Plasma/Fascination®,
- XT/Halogen/Fascination® und
- XT/LED/Fascination®

eine fast identische Verteilung ihrer Bruchflächenverläufe zeigten. Die Untergruppe LC/Plasma/Fascination® ergab deutlich weniger wünschenswerte Bruchflächenverläufe zwischen Zahn und Adhäsiv (Code 1) und dafür mehr kombinierte Bruchflächenverläufe (Code 3).

Untergruppe	Code 1 = Bruch zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv	Code 2 = Bruch zwischen Bracketoberfläche und Adhäsiv	Code 3 = kombinierte Bruchflächenverläufe
LC/Plasma/Fascination®	6	8	26
Duo/Plasma/Fascination®	14	11	15
XT/Halogen/Fascination®	12	9	19
XT/LED/Fascination®	13	11	16

Tabelle 18: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Bruchflächenverläufe jener Untergruppen, die die Kriterien Scherfestigkeit und Schmelzausrissverhalten zufrieden stellend erfüllt hatten.

Durch das stufenweise Filtern ergab sich der folgende Pool von Materialkombinationen, die die geforderten klinischen Parameter zufrieden stellend erreichten:

- Duo/Plasma/Fascination®,
- XT/Halogen/Fascination® und
- XT/LED/Fascination®.

Unter diesen Materialkombinationen ist das Adhäsiv ConTec Duo einmal vertreten und Transbond™ XT zweimal. ConTec LC erfüllte dagegen in keiner Untersuchungsgruppe alle Qualitätskriterien.

Bei den Polymerisationslampen erreichte bei den untersuchten Materialkombinationen einmal die Halogenlampe ConTec Light, einmal die LED-Polymerisationslampe Elipar™ FreeLight und einmal die Plasmalampe der Firma ADT alle klinischen Qualitätskriterien. Auffällig ist, dass nur die Fascination®-Brackets in diesem Pool auftauchen.

Hierbei bleibt festzuhalten, dass nur die Kombination der einzelnen Einflussfaktoren als günstig zu bezeichnen ist und nicht bei den Einflussfaktoren ein Material als besser oder schlechter als ein anderes einzustufen ist, da sich bei diesem multivariaten Modell die einzelnen Faktoren gegenseitig beeinflussen und somit eine komplette Trennung nicht möglich ist.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Aufgabenstellung

In der vorliegenden Untersuchung sollten die Scherfestigkeiten der beiden Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 untersucht werden. Die Fascination[®]2-Brackets verfügen über Abstandshalter, durch die eine Adhäsivschichtstärke von mindestens 0,1 mm eingestellt wird, wohingegen die Fascination[®]-Brackets über eine glatte Bracketbasis verfügen. Durch eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke soll die Scherfestigkeit reduziert werden⁵⁹ und somit auch das Schmelzausrissverhalten günstig beeinflusst werden, da hohe Scherfestigkeiten auch mit einem erhöhten Schmelzfrakturrisiko assoziiert sind^{199,211}.

Es wurden daher die Scherfestigkeiten der beiden Keramikbrackettypen gemessen, um herauszufinden inwieweit sich diese unterscheiden und ob die Fascination[®]2-Brackets trotz vergrößerter Adhäsivschichtstärke klinisch ausreichende Scherfestigkeiten liefern. Das Risiko von Schmelzschäden ist ein Problem bei der Entfernung von Keramikbrackets^{7,24,36,63,93,106,129,190,210}, vor allem von Keramikbrackets mit silanisierter Basis^{128,153}. Die Häufigkeit der Schmelzschäden wird bei In-vitro-Studien zwischen 0 %^{16,21,24} und 63,3 %¹⁵³ angegeben, was an unterschiedlich verwendeten Keramikbrackets und Versuchsaufbauten liegt. In vivo werden Schmelzschäden nach der Entfernung von Keramikbrackets nur sehr selten beobachtet, was durch die in vivo geringeren Scherfestigkeiten im Vergleich zu In-vitro-Bedingungen⁷⁶ erklärt werden kann. Auch wenn Schmelzschäden nach Keramikbracketentfernung in vivo selten sind, so ist das Wissen um das Schmelzausrissrisiko eines Keramikbrackettyps oder einer Bracket-Adhäsiv-Polymerisationslampen-Kombination für Kieferorthopäden auch von forensischem Interesse.

Das Schmelzausrissverhalten wurde begutachtet, um festzustellen, ob eine Reduktion der Scherfestigkeit auch zu einem geringeren Schmelzausrissrisiko führt. Zusätzlich wurde der Bruchflächenverlauf beurteilt. Da ein Bruchflächenverlauf zwischen Zahn und Adhäsiv nach der Bracketentfernung zu einer Zahnoberfläche ohne Restadhäsiv führt und somit den Einsatz von z.B. rotierenden Instrumenten überflüssig macht, ist dies die klinisch bevorzugte Variante. Eine potenzielle Schmelzschädigung durch die rotierenden Instrumente o. ä. wird damit vermieden^{21,79,110,142}. Auf der anderen Seite ist ein Bruchflächenverlauf, der direkt an der Schmelzoberfläche verläuft, an sich ein Risiko

für eine Schmelzschädigung^{75,185,211}. Durch die vergrößerte Adhäsivschicht bei Verwendung der Fascination[®]2-Brackets soll der Bruch von dieser Kontaktfläche entfernt und somit das Schmelzfrakturrisiko bei der Bracketentfernung minimiert werden.

Durch Anwendung verschiedener Adhäsive und Polymerisationslampen sollte festgestellt werden, ob diese Faktoren die Scherfestigkeiten, das Schmelzausrissrisiko und den Bruchflächenverlauf beeinflussen.

6.2 Diskussion der verwendeten Materialien

Zur Untersuchung der Fragestellungen wurden zwei unterschiedliche Zahntypen verwendet. Diese Zähne wurden so ausgewählt, dass sie sich in der Krümmung ihrer vestibulären Zahnoberfläche deutlich unterschieden. Bei den unteren Schneidezähnen bestand stets eine gute Kongruenz zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche. Bei den oberen Prämolaren variieren die Kurvenradien der Schmelzoberfläche stärker, so dass hier die Adhäsivschichtstärken auch stärker variierten. Dabei sollten gleiche Brackets (Fascination[®] oder Fascination[®]2) auf verschiedene Zähne, die kariesfrei verfügbar waren, geklebt werden, um somit die Gültigkeit der Ergebnisse an verschiedenen Stellen des Zahnbogens gewährleisten zu können. Sicherlich wären auch andere Zahntypen zur Untersuchung denkbar gewesen. Verschiedene Autoren haben für ihre Untersuchungen unterschiedliche Zähne verwendet. Bei einigen Autoren wurden zwar verschiedene Zahntypen in einer Studie verwendet^{15,24}, aber es wurde jedoch noch nicht der Einfluss der unterschiedlichen Zahntypen auf die Scherfestigkeit oder den Bruchflächenverlauf untersucht. Auch die Verwendung von Rinderzähnen anstatt menschlicher Zähne wäre denkbar gewesen, da gezeigt wurde, dass bei Verbundfestigkeitstests keine signifikanten Unterschiede zwischen bovinen und menschlichen Zähnen bestehen^{64,134,170}.

Die Zähne wurden zur Hälfte für einen unbestimmten Zeitraum in 96%igem Ethanol gelagert und danach in einer 0,1%igen Thymollösung. Die andere Hälfte wurde von Anfang an in einer 0,1%igen Thymollösung aufbewahrt. Die Lagerung in 0,1%iger Thymollösung wurde auch in zahlreichen anderen Studien angewendet^{13,16,17,20,43,96,145,151}. Aber auch in Ethanol gelagerte Zähne wurden in verschiedenen Studien erfolgreich benutzt^{79,129,140}. Als alternative Lagerungsmedien wären auch eine 10%ige

Formalinlösung^{115,148}, eine 0,5%ige Chloramin-T-Lösung¹¹⁵ oder eine 2%ige Glutaraldehydlösung¹¹⁵ denkbar gewesen. Zwar wurden Lagerungen in physiologischer Kochsalzlösung⁶³ oder in Leitungswasser¹²⁸ beschrieben, aber da diese Lagerungsmedien keine bakterizide Wirkung aufweisen, sind sie nur für kurzzeitige Lagerungen geeignet.

Durch die beiden Lagerungsarten sollte der Einfluss der verschiedenen Lagerungsmedien auf die Ergebnisse dargestellt werden. Ein Einfluss des Lagerungsmediums kann bei In-vitro-Versuchen nicht ausgeschlossen werden und sollte daher überprüft werden. Eine Untersuchung zur Beeinflussung der Scherfestigkeiten oder des Bruchflächenverlaufs durch verschiedene Lagerungsmedien liegt bis jetzt noch nicht vor. Es wurden zwei lighthärtende Adhäsive (ConTec LC und Transbond™ XT) sowie ein dualhärtendes Adhäsiv (ConTec Duo) getestet. Die Adhäsive ConTec LC und ConTec Duo werden wie die Keramikbrackets Fascination® und Fascination®2 von der Firma Dentauro produziert und für das Befestigen der Keramikbrackets Fascination® und Fascination®2 vom Hersteller empfohlen. Das Transbond™ XT kann als Kontrolle angesehen werden, da es in zahlreichen Studien untersucht wurde und seine klinische Praktikabilität unter Beweis gestellt hat^{17,43,103,105,126,127,136,148,150,151,177,184,189,200,203}.

Die Adhäsive wurden alternativ mit drei unterschiedlichen Polymerisationslampen (Halogen, Plasma, LED) ausgehärtet. Die verwendeten Lampentypen wurden beispielhaft für die jeweilige Art der Lichterzeugung ausgewählt. Halogenlampen mit einer geringeren Lichtintensität benötigen eine längere Polymerisationsdauer als eine Plasmalampe, die durch ihre größere Lichtintensität eine verkürzte Polymerisationsdauer zulässt. So wurden für Halogenlampen Polymerisationszeiten von 10 Sekunden¹³⁵ bis 40 Sekunden^{189,200} und für Plasmalampen von 1 bis 3 Sekunden^{106,176} sowie 6 Sekunden⁸⁶ als ausreichend angesehen. Es sollte geprüft werden, ob mit den Polymerisationszeiten der verschiedenen Polymerisationslampen klinisch akzeptable Scherfestigkeiten erzielt werden. Durch die Kombination der verschiedenen Adhäsive und Polymerisationslampen sollte ein Einfluss dieser Faktoren auf die Scherfestigkeit und auf das Schmelzausrisssverhalten festgestellt werden. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Keramikbrackets Fascination® und Fascination®2 miteinander verglichen. Es gibt Studien, die gezeigt haben, dass die Scherfestigkeit von Keramikbrackets höher ist als die von Metallbrackets^{58,75,78,93,142}. Bei den Keramikbrackets erzielten die Brackets mit chemisch retentiver Basis höhere

Scherfestigkeiten als die Brackets mit mechanisch retentiver Basis^{63,202}. Dabei erreichten die Scherfestigkeiten der chemisch retentiven Brackets Werte, die den kohäsiven Festigkeiten des Schmelzes entsprechen^{34,121,141,185}. Bei chemisch retentiven Keramikbrackets ist durch die erhöhten Scherfestigkeiten auch das Risiko von Schmelzschäden erhöht^{7,63,93,128,132,153}. In einer älteren Arbeit aus dem Jahr 1985 untersuchten Evans und Powers⁵⁹ No-Mix-Adhäsive und fanden heraus, dass durch eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke die Scherfestigkeit reduziert wurde. Eine Studie, die den Einfluss von Abstandshaltern auf die Scherfestigkeit und den Bruchflächenverlauf von chemisch retentiven Keramikbrackets untersucht hat, liegt bis jetzt noch nicht vor. Es sollte durch die vorliegende Arbeit geklärt werden, ob bei den chemisch retentiven Fascination[®]2-Brackets durch die Abstandshalter die Scherfestigkeit im Vergleich zu den ebenfalls chemisch retentiven Fascination[®]-Brackets reduziert wird und somit das Risiko für Schmelzausrisse gesenkt werden kann.

6.3 Diskussion der Methoden

Im Folgenden soll das Vorgehen beim Anätzen der Zähne, beim Bracketsetzen, bei der Polymerisation des Bracketadhäsivs, beim Einbetten der Zähne in die Prüfkörper, beim Abscheren der Brackets sowie bei der Auswertung der Bruchflächen mittels Stereomikroskop diskutiert werden.

Die Zähne wurden mit einem 37%igen Phosphorsäuregel für 60 Sekunden angeätzt. Dieses Vorgehen wurde bereits in zahlreichen Studien angewendet^{23,53,58,61,73,78,79,93,96,97,109,110,114,118,124,128,129,132,136,142,143,158,159,160,171,194,210}. Das Anätzen für 60 Sekunden ist ein in der Literatur oft beschriebenes Vorgehen, jedoch können mit kürzeren Ätzzeiten ebenfalls klinisch akzeptable Scherfestigkeiten erzielt werden^{11,27,117,123,145,152,169,178,205} und der Schmelzverlust ist bei verkürzten Ätzzeiten reduziert^{62,74,158,182}.

Das Ätzgel wurde mit Hilfe einer vom Hersteller gelieferten Spritze mit Applikationskanüle auf die labiale/bukkale Zahnoberfläche aufgetragen. Diese Applikationsform ist zu bevorzugen, da ein Auftragen bzw. Einreiben des Ätzgels mittels Wattepellet oder Schaumstoffschwämmchen das entstandene Ätzmuster einebnet und somit zerstört⁵⁰. Anschließend wurde das Ätzgel 10 Sekunden lang mittels Wasserspray aus einer 3-Wege-Spritze gründlich abgespült und die Zahnoberfläche mittels Luftbläser und ölfreier

Druckluft solange getrocknet bis die milchig trübe Schmelzoberfläche zu erkennen war. Durch dieses Vorgehen sollten die klinischen Gegebenheiten simuliert werden. In der vorliegenden Arbeit wurden die Brackets beim Bekleben der Zähne manuell fest angedrückt. Bishara et al.^{13,17} geben an, dass sie ihre Brackets mit 3 N angedrückt haben. Durch diese konstante Kraft bei allen Proben können vergleichbare Adhäsivschichtstärken erwartet werden. Bei dem hier angewendeten Vorgehen wird dies durch festes Andrücken sichergestellt, ohne dass dabei die Anpresskraft gemessen oder dokumentiert wurde. Auch andere Autoren geben keine Anpresskraft^{33,36,77,148,151,184,207} an oder die Anpresskraft wird als ausreichend beschrieben³², so dass die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Methode mit anderen Studien vergleichbar ist. Das Anwenden einer konstanten Anpresskraft führt bei unterschiedlich großen Bracketbasen (Basis der Fascination[®] 2-Brackets > Basis der Fascination[®]-Brackets) zu unterschiedlich großen Anpressdrücken und somit zu unterschiedlichen Adhäsivschichtstärken. In der vorliegenden Arbeit sollte das Adhäsiv jedoch so dünn wie möglich sein und deshalb wurden die Brackets mit hoher Kraft angedrückt. Durch das Messen der Anpresskraft wird eine Standardisierung des Klebens vorgenommen. Im klinischen Alltag wird die Anpresskraft nicht gemessen, sondern die Brackets durch festes Andrücken positioniert.

Das Adhäsiv wurde alternativ mit drei verschiedenen Polymerisationslampen ausgehärtet. Dabei spielen neben gerätespezifischen Größen wie Lichtintensität oder Wellenlänge des emittierten Lichts auch behndlerspezifische Größen wie Richtung und Abstand des Lichtleiters zum Bracket eine Rolle. Die Belichtung erfolgte ungefähr senkrecht zur Bracketbasis und es wurde darauf geachtet, dass der Abstand zwischen Bracketbasis und Austrittsende des Lichtleiters < 4 mm war. Dieser Abstand wurde jedoch mit bloßem Auge festgestellt, so dass es möglich ist, dass der Abstand bei einigen Brackets größer oder kleiner war als bei anderen Brackets. Der Abstand zwischen Lichtleiter und Bracket kann einen Einfluss auf die erzielte Scherfestigkeit haben³¹. Bei größeren Abständen (6 mm) erzielt eine Plasmalampe signifikant größere Scherfestigkeiten als eine LED-Lampe oder eine Halogenlampe³¹. Eine Halterung, die den Abstand zwischen Lichtleiter und Bracket standardisiert, hätte diesen Einflussfaktor für alle Proben vereinheitlicht. Im klinischen Alltag werden jedoch keine einheitlichen Abstände benutzt. Es wurden für die unterschiedlichen Polymerisationslampen unterschiedliche Polymerisationszeiten verwendet, um zu prüfen, ob mit diesen Polymerisationszeiten bei der jeweiligen Polymerisationslampe klinisch akzeptable

Scherfestigkeiten erreicht werden. Die beim Abscheren der Brackets angewendete Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min wird von der DIN 13990-2⁴⁶ gefordert und auch in der Literatur angegeben^{53,58,63,65,83,87,106,128,129,202,203}. Allerdings wurden in anderen Arbeiten weitere Traversengeschwindigkeiten von 0,1 mm/min¹⁴⁸ bis 5 mm/min^{20,61} benutzt. Die hier verwendete Traversengeschwindigkeit liegt also im Bereich der in der Literatur angegebenen Geschwindigkeiten. Lindemuth und Hagge¹¹⁹ fanden keinen signifikanten Einfluss verschiedener Traversengeschwindigkeiten (0,1; 0,5; 1,0; 5,0 und 10,0 mm/min) auf die Scherfestigkeit und den Bruchflächenverlauf. In der Studie von Lindemuth und Hagge¹¹⁹ wurden zwar Scherfestigkeiten und Bruchflächenverläufe von Kompositzylindern auf Schmelz untersucht, aber wahrscheinlich spielt auch bei Brackets, die mittels Komposit auf Schmelz geklebt wurden, die Traversengeschwindigkeit eine untergeordnete Rolle.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Schervorrichtung erzeugt einen einseitigen Kraftangriff und es wurde eine okklusogingivale Krafrichtung beim Abscheren benutzt, wie in der DIN 13990-2⁴⁶ gefordert. In der Literatur wurde sowohl das Abscheren der Brackets in okklusogingivaler Richtung^{13,17,20,148,151,154} als auch in gingivookklusaler Richtung^{32,79,93,128,151} angegeben. Dabei wurden menschliche Eckzähne⁹³, Prämolaren^{79,148,151}, Molaren^{13,17,20} oder bovine Schneidezähne^{32,128} in den einzelnen Studien verwendet. Bei den genannten Studien wurde die Position der Zähne in den Prüfkörpern nicht wie in der vorliegenden Arbeit durch eine Positionierungshilfe beim Einbetten festgelegt und die Prüfkörper wurde beim Abscheren der Brackets nicht in eine Abschervorrichtung eingespannt (außer bei Cacciafesta et al.³²), so dass der Kraftangriff beim Abscheren nicht in einem definierten Abstand von 0,5 mm erfolgte. Beim Abscheren in vitro gibt es signifikante Unterschiede der Scherfestigkeiten, wenn der Kraftangriff aus verschiedenen Richtungen erfolgt oder die Kraft an verschiedenen Stellen des Brackets angreift^{103,105}. Daher ist es wichtig, eine einheitliche Krafrichtung und eine einheitliche Kraftangriffsfläche bei allen getesteten Proben zu gewährleisten. Um dies zu erreichen, wurden die beklebten Zähne in die Prüfkörper mittels Positionierungshilfe eingebettet und der Prüfkörper wurde in die Abschervorrichtung der Universalprüfmaschine so eingespannt, dass ein Abstand von 0,5 mm zwischen Abscherstempel und Zahnoberfläche hergestellt wurde. Hierbei können Fehler auftreten wie Übertragungsfehler der Null-Position durch nicht ausreichend festes Andrücken der Kopfstege in die auf der Vorderseite des Prüfkörpers positionierten Brackets oder

Ungenauigkeiten beim Einstellen der Null-Position beim Einfahren der beklebten Zähne in die Prüfkörper, die durch ein eventuell vorhandenes Spiel der Mikrometerschraube entstehen. Dazu ist zu sagen, dass ein solches Spiel nicht beobachtet wurde und sowohl die Messung der Null-Position als auch deren Übertragung beim Positionieren der beklebten Zähne mit höchster Sorgfalt bei jeder einzelnen Probe durchgeführt wurde. Hierdurch lassen sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sehr gut untereinander vergleichen.

Obwohl die Kopfstege der Haltestifte eine Breite von 0,559 mm (0,022 inch) und somit die exakte Breite der Bracketslots aufwiesen, kann ein minimales Torquespiel der Brackets an den Kopfstegen durch minimale Varianzen der Bracketslotbreiten oder durch minimale Varianzen der Kopfstegbreiten nicht vollständig ausgeschlossen werden, wodurch minimale Rotationen zwischen Abscherstempel und Bracket möglich gewesen wären. Dadurch könnten exzentrische Belastungen beim Abscheren entstanden sein.

Bei der Bracketentfernung am Patienten werden jedoch entsprechende Bracket-abnahmezangen verwendet, bei denen durch ihre zwei Branchen ein beidseitiger Kraftangriff erfolgt. Das Abscheren der Brackets in okklusogingivaler Richtung erfolgt, wenn auch ungewollt, beim Patienten durch okklusale Vorkontakte auf den Brackets, was zum Bracketverlust führt.

Die Begutachtung der Bruchfläche mittels Stereomikroskop, das in der vorliegenden Untersuchung angewendet wurde, bzw. unter Vergrößerung durch optische Hilfsmittel wird in der Literatur in Studienmethoden angegeben^{32,79,93,106,147,148,206}, wobei in den genannten Studien wie in der vorliegenden Arbeit qualitative Bewertungen der Bruchfläche durchgeführt wurden.

In der Mundhöhle treten durch den Verzehr unterschiedlicher Speisen und Getränke Temperaturwechsel zwischen 5 °C und 50 °C auf. Zudem altern Adhäsive durch verschiedene chemische Einflüsse in der Mundhöhle. Zahlreiche Autoren haben versucht diese Effekte durch Temperaturwechselbelastungen zu simulieren. Allerdings wurden bei diesen Untersuchungen verschiedene Protokolle verwendet, die unterschiedliche Lagerungsmedien, Lagerungsfristen und unterschiedliche Fristen der Wechselbäder vorsahen, wodurch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Studien erschwert wird oder nicht mehr möglich ist.

Generell können bei In-vitro-Tests nicht alle in vivo gegebenen Bedingungen berücksichtigt werden. Dies erschwert die Übertragbarkeit von Ergebnissen in die

Mundhöhle, aber die Möglichkeit *in vitro* zahlreiche Einflussgrößen auszuschalten bzw. konstant zu halten, ist Voraussetzung für die Vergleichbarkeit von Ergebnissen in der Literatur zum Studium einzelner Parameter. So werden bei *In-vitro*-Tests Scher- und/oder Zugkräfte gemessen. Faktoren wie die Schmelzoberflächenkrümmung natürlicher Zähne beeinflussen jedoch die Ergebnisse⁸. Auf der anderen Seite herrschen bei *In-vitro*-Tests günstige Voraussetzungen für adhäsive Befestigungen. Flüssigkeitskontaminationen wie zum Beispiel durch Speichel können hier nicht auftreten.

6.3.1 Vergleich zwischen Scher- und Zugfestigkeiten

Die vorliegende Arbeit untersucht die Scherfestigkeiten von Keramikbrackets, da Brackets eher durch okklusal scherende Belastung als durch Zugkräfte gelöst werden. In Studien von Bishara et al.¹⁶ sowie von Regan und van Noort¹⁵⁴ waren die gemessenen Zugfestigkeiten jeweils signifikant geringer als die Scherfestigkeiten. In einer Untersuchung von Merrill et al.¹²⁸ betrug die Zugkraft 28 % der Scherkraftgröße. Durch diese Ergebnisse kann man den Rückschluss ziehen, dass die Anwendung einer Zugkraft bei der Bracketentfernung sich durch die dabei anzuwendenden, kleineren Kräfte günstiger auf das Schmelzausrissrisiko auswirkt als das Anwenden einer Scherkraft. Zu diesem Ergebnis kommen auch verschiedene Autoren, die für die Bracketentfernung Zugkräfte empfehlen^{128,154}. Hierbei muss man jedoch beachten, dass gerade der Schmelz bei einer Scherbelastung doppelt so stark ist wie bei einer Zugbelastung²⁰². Dadurch wird der Vorteil einer geringeren Kraft bei der Bracketentfernung durch Zugbelastung zum Teil wieder aufgehoben. Chen et al.³⁷ fanden in ihrer Studie keine signifikant unterschiedlich hohen Schmelzausrissraten zwischen Scherbelastung und Zugbelastung.

Die Untersuchung der Scherfestigkeiten und des Schmelzausrissverhaltens erfolgte in der vorliegenden Arbeit *in vitro*. Dabei ist der erzeugte Scherstress auch von der Methode der Lastapplikation und der Geometrie des Testapparates abhängig¹⁵⁴. Knox et al.¹⁰⁸ stellten in ihrer Arbeit fest, dass fast nie eine reine Scherbelastung gegeben ist. Sie stellten weiterhin fest, dass, sofern die Kraft an der okklusalen Bracketseite angreift, die angewendete Kraft an der gingivalen Bracketseite in einer Druckbelastung und an der okklusalen Seite in einer Zugbelastung des Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Komplexes

resultiert. Scherende oder schierend/abschälende Kräfte fördern laut Knox et al.¹⁰⁸ die Rissausbreitung im Adhäsiv, während bei Bracketentfernungen durch Drehbeanspruchungen Schmelzfrakturen wahrscheinlich sind. In vivo greifen Scherkräfte, z. B. bei okklusalen Vorkontakten, an den Bracketflügeln an, so dass durch die vergrößerte Distanz zwischen Kraftangriffspunkt und Bracketbasis die resultierende Belastung an der Bracketbasis, vor allem im okklusalen Anteil der Bracketbasis, einer Zugbelastung entspricht. In einer Arbeit von Klocke und Kahl-Nieke¹⁰⁴ wurde gezeigt, dass die Richtung der abscherenden Kraft einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der Scherfestigkeit hat. Eine zur Zahnoberfläche hin gerichtete Kraft erzeugt signifikant höhere Scherfestigkeiten als eine parallel zur Bracketbasis angewendete Kraft. Im Gegensatz dazu erzeugte eine von der Zahnoberfläche weg gerichtete Kraft signifikant kleinere Scherfestigkeiten als die parallel zur Bracketbasis angewendete Kraft. Da die Scherfestigkeiten von der Belastungsrichtung beim Abscheren abhängen, ist laut Klocke und Kahl-Nieke¹⁰⁴ der Vergleich von Scherfestigkeiten, die in verschiedenen Studien mit unterschiedlichen Belastungsrichtungen gemessen wurden, kaum zulässig. Knox et al.¹⁰⁸ sowie Klocke und Kahl-Nieke¹⁰⁴ betonen, dass der Vorgang des Abscherens in vivo komplexer und inhomogener ist als die rein abscherende Bewegung in okklusogingivaler Richtung. Auch in der Abschervorrichtung wie sie in der vorliegenden Arbeit angewendet wurde, werden wahrscheinlich ähnliche Kraftverteilungen (Druckbelastung an der gingivalen Bracketseite, Zugbelastung an der okklusalen Bracketseite) aufgetreten sein, die jedoch aufgrund des definierten Abstands zwischen Abscherstempel und Zahnoberfläche von 0,5 mm und der somit eng an der Zahnoberfläche angreifenden, abscherenden Kraft wahrscheinlich sehr gering waren. Laut Klocke und Kahl-Nieke¹⁰⁴ ist es wichtig eine einheitliche Krafrichtung, die möglichst parallel zur Bracketbasis gerichtet ist, bei allen Proben zu gewährleisten, um sie miteinander vergleichen zu können.

Bei den oben angesprochenen Studien von Regan und van Noort¹⁵⁴ sowie von Merrill et al.¹²⁸ wurden die eingebetteten Zähne durch einen 0,51 mm x 0,64 mm bzw. 0,51 mm Stahlbogen abgeschert, der an der okklusalen¹⁵⁴ bzw. gingivalen¹²⁸ Bracketseite in einem nicht genau definierten Abstand eine parallel zur Basisfläche der Brackets gerichtete Kraft nach gingival¹⁵⁴ bzw. nach okkusal¹²⁸ ausübte. Dagegen wurden bei Bishara et al.¹⁶ die auf die Probenzähne aufgeklebten Brackets in eine Bracketentfernungszange (ETM 345, ETM Corporation) eingespannt, die in eine Scherprüfmaschine eingespannt wurde. Hierdurch sollte die klinische Situation beim

Abscheren simuliert werden. Es bleibt jedoch fraglich, wie gut in dieser Abschergeometrie die Parallelität zur Bracketbasis eingehalten wurde und ob alle Brackets gleich eingespannt wurden.

Tavas und Watts¹⁹² sind der Auffassung, dass der Schermodus ein strenger Test zum Überprüfen der Adhäsion ist, der mit der klinischen Leistung sehr stark korreliert.

Bei Studien, die die Scherfestigkeiten zwischen In-vitro- und In-vivo-Versuchsanordnungen verglichen haben, wurde gezeigt, dass die Scherkräfte in vivo signifikant kleiner sind als in vitro^{76,151,172}. Mögliche Ursachen können das orale Milieu beim Bracketkleben in vivo mit erhöhter Feuchtigkeit (Atemluftfeuchtigkeit) oder der Kontakt der geklebten Brackets mit Nahrungsmitteln, Speichel, Kaukräften sowie Temperaturwechseln sein.

Für die In-vivo-Messung der Scherfestigkeiten wurde zum Beispiel bei Pickett et al.¹⁵¹ ein Kunststoffsplint hergestellt, der dazu diente, eine okklusale Abstützung beim Abscheren der Brackets zu haben. An der gingivalen Bracketkante wurde ein Abscherstempel eingehängt, der mit einem digitalen Kraftmessgerät verbunden war. Zum Entfernen der Brackets wurde eine Zange verwendet, deren Branchen sich beim Zusammendrücken der Griffe öffnen. Eine Branche stützte sich auf dem Splint ab, die andere Branche drückte den mit dem Messgerät verbundenen Scherstempel nach okklusal und entfernte somit das Bracket. Durch die unterschiedlich hohen Scherfestigkeiten bei In-vitro- und In-vivo-Versuchen wird die Aussagekraft eines In-vitro-Versuches zwar relativiert und kann womöglich nicht eins zu eins auf klinische Bedingungen übertragen werden, dennoch geben In-vitro-Versuche einen guten Eindruck der untersuchten Parameter unter reproduzierbaren Bedingungen und sind ein nicht zu ersetzendes Instrument der Forschung.

6.4 Diskussion der Auswertung

Die in den Kapiteln 5.1 bis 5.4 vorgenommene vergleichende Statistik sollte einem Kliniker, der sich zum Beispiel zwischen zwei Adhäsiven entscheiden möchte, eine Entscheidungshilfe geben.

Der Stichprobenumfang pro Gruppe (gleich: Zahntyp, Lagerungsart, Brackettyp, Adhäsiv, Polymerisationslampe) war $n = 10$. Sicherlich steigt mit der Fallzahl n auch immer die Trennschärfe eines statistischen Tests, so dass $n = 10$ als eine, auch in der DIN 13990-2⁴⁶ geforderte, Mindestanzahl zu sehen ist, um auf einer ausreichend großen Basis an Fällen statistische Unterschiede aufzuzeigen.

Zuerst wurde mit Hilfe des Kolmogoroff-Smirnoff-Tests geprüft, ob die Daten normalverteilt sind¹⁶⁷. Da dies nicht in allen Gruppen der Fall war, wurden nichtparametrische Tests angewendet. Bei zwei unabhängigen Variablen wurde der Mann-Whitney-U-Test¹⁶⁷ und bei mehr als zwei unabhängigen Variablen der Kruskal-Wallis-Test¹⁶⁷ mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit für den Fehler 1. Art von $\leq 5\%$ eingesetzt. Der Kruskal-Wallis-Test diente dabei als Globaltest, um festzustellen, ob zwischen den einzelnen Gruppen signifikante Unterschiede bestehen. Wurden solche festgestellt, so wurden die Gruppen paarweise mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests näher untersucht. Hierbei wurde eine α -Adjustierung nach Bonferroni (wie in Kapitel 4.5 beschrieben) vorgenommen, um nicht die Irrtumswahrscheinlichkeit für den gesamten Test zu erhöhen¹⁶⁷.

Dabei ist jedoch zu beachten, dass solche univariaten Testreihen signifikante Differenzen ergeben können, bei denen jedoch unsicher bleibt, ob diese Differenzen wirklich durch die untersuchte Einflussgröße auftreten, da zahlreiche Co-Faktoren einen Effekt haben könnten. Daher wäre eine multivariate Testung denkbar, die jedoch aufgrund der vielfältigen Möglichkeiten multivariater Testungen leicht zu mehrdeutigen oder sogar widersprüchlichen Ergebnissen führen kann. Da die Interpretation multivariater Tests ebenso beliebig erfolgen kann wie die Auswahl univariater Testergebnisse können dadurch auch verzerrte Ergebnisse geliefert werden mit denen falsche signifikante Zusammenhänge dargestellt werden könnten.

Bei der Bewertung anhand klinischer Kriterien (Kapitel 5.5) ist kritisch anzumerken, dass beim Parameter Scherfestigkeit nur Untergruppen berücksichtigt wurden, die komplett, das heißt mit allen 10 Proben, die geforderte Mindestscherkraft von 7 MPa

erreicht hatten. Untergruppen, bei denen nur 9 Proben diesen Mindestwert erfüllten, wurden nicht berücksichtigt. Es bleibt fraglich, ob bei einer Wiederholung der Versuche oder bei einer Vergrößerung des Stichprobenumfangs andere Gruppen dieses Kriterium erfüllt hätten.

Der angegebene Mindestwert von 7 MPa wurde nicht willkürlich festgelegt, sondern basiert auf der in der Literatur bis heute oft zitierten Arbeit von Reynolds¹⁶¹, der eine Mindestscherkraft von 5,9 MPa bis 7,8 MPa forderte. Gleichwohl ist kritisch anzumerken, dass Reynolds Publikation 29 Jahre alt ist und die meisten Kliniker heute höhere Verbundfestigkeiten fordern. Als eine alternative Auswertung kann der im Kapitel 5.1 vorgenommene Medianwertvergleich der Scherfestigkeiten in Bezug auf die verschiedenen Einflussfaktoren angesehen werden.

Die Unterschiede der Schmelzausrissraten bei den einzelnen Untergruppen, die die geforderte Mindestscherfestigkeit erreicht hatten, sind zum Teil sehr gering (siehe Tabelle 17, S. 44). Dennoch werden die Untergruppen, die weniger Schmelzausrisse aufweisen als andere, als günstigere Variante angesehen und somit werden nur diese in die weitere Betrachtung einbezogen.

6.5 Ergebnisdiskussion

6.5.1 Einfluss der verwendeten Brackettypen auf die Scherfestigkeit und auf das Risiko von Schmelzschäden

Der Brackettyp beeinflusste die Scherfestigkeit signifikant. Die Fascination[®]2-Brackets klebten durchschnittlich um 2,53 MPa weniger fest als die Fascination[®]-Brackets. Durch die bei den Fascination[®]2-Brackets vorhandenen Abstandshalter soll durch eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke die benötigte Kraft bei der Bracketentfernung verringert werden. Eine Reduktion der Scherfestigkeit bei den Fascination[®]2-Brackets wurde auch tatsächlich festgestellt.

In einer Studie von Winchester²⁰⁹ wurden Allure[®]-Brackets untersucht, wobei die Autorin darauf hinweist, dass bei diesen Brackets durch Vertiefungen in der Bracketbasis lokal die Adhäsivschichtstärke vergrößert ist, wodurch die Bruchfläche von der Schmelz-Adhäsiv-Fläche wegbewegt werden soll. Es soll also auch bei den Allure[®]-Brackets, wie bei den Fascination[®]2-Brackets, über eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke das Schmelzfrakturrisiko verringert werden. Auch Evans und Powers⁵⁹ fanden heraus, dass durch eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke eine Reduktion der Verbundfestigkeit erreicht wird. Sie geben eine erhöhte Polymerisations-schrumpfung und eine größere thermische Expansion der Kunststoffmatrix als Ursache an. Allerdings muss die erhöhte Polymerisationsschrumpfung als Ursache relativiert werden, da bei der Bracketbefestigung das Adhäsiv zwischen einem fixen Punkt, der Zahnoberfläche, und einem mobilen Punkt, der Bracketbasis, liegt. Bei einer Vergrößerung der Adhäsivschicht kommt es vermehrt zu Inhomogenitäten und Spannungen, die als Ursache für eine reduzierte Scherfestigkeit bei vergrößerter Schichtstärke angesehen werden können^{5,29}.

Dagegen wurde in einer Studie von Neugebauer et al.¹³⁶ festgestellt, dass bei Keramikbrackets unter Verwendung eines Komposits als Bracketadhäsiv eine Schichtstärke von einem Millimeter zu höheren Verbundfestigkeiten führte als eine minimale Adhäsivschichtstärke. Allerdings geben die Autoren zu bedenken, dass nur zwei unterschiedliche Adhäsivschichtstärken, eine minimale und eine Schichtstärke von einem Millimeter, untersucht wurden.

Ferner weisen sie darauf hin, dass insbesondere unter Stahlbasen durch größere Adhäsivschichtstärken und bei Keramikbrackets durch höhere Lichtintensitäten der Polymerisationslampe eine höhere Durchhärtung des Adhäsivs stattfindet, so dass Einflüsse der Adhäsivschichtstärke von anderen Effekten überlagert werden können. Durch die Reduktion der Scherfestigkeit soll auch eine Verringerung beziehungsweise Verkleinerung der Schmelzausrisse erreicht werden. Dies zeigen die vorliegenden Ergebnisse nicht (Tab. 8). Vielmehr zeigten die Fascination[®]-Brackets signifikant kleinere Schmelzausrissraten als die Fascination[®]2-Brackets.

Beide Keramikbrackettypen haben eine chemisch retentive Bracketbasis.

In der Literatur wird der signifikante Einfluss des Bracketbasisdesigns deutlich. Ostertag et al.¹⁴⁷ fanden heraus, dass das Bracketbasisdesign einen signifikanten Einfluss auf den Bruchflächenverlauf hat, da das chemisch/mechanisch retentive Allure[®] III-Keramikbracket (GAC International) und das mechanisch retentive Transcend[™] 2000-Bracket (3M Unitek) vorrangig zu kombinierten Bruchflächenverläufen führten und das rein chemisch retentive Starfire[™]-Bracket („A“ Company, jetzt Ormco) vorrangig zu Brüchen zwischen Bracket und Adhäsiv führte. Die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2, die beide über eine rein chemische Retention verfügen, zeigten vorrangig kombinierte Bruchflächenverläufe, bei denen ein Teil der Bruchfläche an der Schmelz-Adhäsiv-Fläche verläuft. Bei Brüchen an der Schmelz-Adhäsiv-Fläche ist die Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden gegenüber Brüchen an der Bracket-Adhäsiv-Fläche erhöht^{21,79,132,153}, wodurch das Auftreten der Schmelzausrisse zum Teil erklärt werden kann. Der unterschiedliche Bruchflächenverlauf zwischen den Fascination[®]/Fascination[®]2-Brackets und den Starfire[™]-Brackets kann zum einen durch den unterschiedlichen Keramikbracketaufbau erklärt werden, da die Starfire-Brackets monokristalline und die Fascination[®]/Fascination[®]2-Brackets polykristalline Keramikbrackets sind. Womöglich wurden in der Arbeit von Ostertag et al.¹⁴⁷ und in der vorliegenden Arbeit unterschiedliche Abschervorrichtungen verwendet. In der Untersuchung von Klocke und Kahl-Nieke¹⁰⁴ wurde festgestellt, dass eine unterschiedlich gerichtete Kraft beim Abscheren einen signifikanten Einfluss auf den Bruchflächenverlauf hat, wobei eine Tendenz zu erkennen war, dass Kräfte, die von der Schmelzoberfläche weg gerichtet waren, dazu führten, dass mehr Adhäsiv auf der Schmelzoberfläche verblieb.

Bei Keramikbrackets unterscheidet man mono- und polykristalline Brackets. Polykristalline Brackets werden durch große Wärme aus feinen Partikeln zusammengesintert, während monokristalline Brackets aus einem künstlichen Saphir geschliffen werden. Aber nicht nur im Aufbau unterscheiden sich mono- und polykristalline Brackets, sondern auch hinsichtlich der erreichten Scherkräfte gibt es Unterschiede.

So ergab eine Studie von Klocke et al.¹⁰⁶, dass die untersuchten monokristallinen Brackets signifikant höhere Scherfestigkeiten erzielten (19,9 bis 22,9 MPa) als die zum Vergleich herangezogenen polykristallinen Brackets (9,7 bis 10,7 MPa).

In der vorliegenden Arbeit erreichten die polykristallinen Brackets Fascination[®] und Fascination[®]2 mittlere Scherfestigkeiten von 17,4 bzw. 15,6 MPa. Diese Scherfestigkeiten liegen über den Scherfestigkeiten, die Klocke et al.¹⁰⁶ für polykristalline Brackets fanden, was dadurch erklärt werden kann, dass verschiedene Brackets untersucht wurden. In der hier vorliegenden Studie wurden Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets untersucht, während Klocke et al.¹⁰⁶ Clarity[™]-Brackets untersuchten. Auch in einer Studie von Chaconas et al.³⁶ erzielten die monokristallinen Brackets (Starfire[™], „A“ Company, jetzt Ormco) die größten Scherfestigkeiten. Dabei kann zum einen die geringere Lichtdurchlässigkeit der polykristallinen Brackets im Vergleich mit den monokristallinen Brackets⁵⁶ eine Rolle spielen, zum anderen hat womöglich die höhere Festigkeit der monokristallinen Brackets einen Einfluss auf die Scherfestigkeit, da laut Swartz¹⁹⁰ Saphire aus Aluminiumoxid, dem Werkstoff monokristalliner Brackets, das dritthärteste Material sind. Neben dem Aufbau der Brackets muss auch der Einfluss der Silanisierung beachtet werden, wie in Kapitel 6.5.3 erläutert.

Bei den Fascination[®]2-Brackets sollen Noppen, die als Abstandshalter fungieren, eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke einstellen, die zu einer Reduktion der Scherfestigkeit⁵⁹ durch zunehmende Inhomogenitäten und Spannungen innerhalb des Adhäsivs^{59,171} führt. Durch die reduzierte Scherfestigkeit soll auch das Risiko von Schmelzfrakturen minimiert werden, da hohe Verbundfestigkeiten mit einem erhöhten Schmelzfrakturrisiko assoziiert sind^{199,211}. Zwar sind die Scherfestigkeiten der Fascination[®]2-Brackets in der vorliegenden Untersuchung signifikant kleiner als die der Fascination[®]-Brackets, allerdings wurde das Schmelzfrakturrisiko nicht reduziert, da die

Schmelzausrisse der Fascination[®]-Brackets im Vergleich zu den Fascination[®]2-Brackets signifikant weniger sind. Die Hypothesen (Hypothesen 1 und 2, Kapitel 2.1, S. 14) konnten durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Es bleibt jedoch zu beachten, dass der signifikante Scherfestigkeitsunterschied auch durch den großen Stichprobenumfang pro Gruppe (n = 360) begünstigt worden ist und es fraglich bleibt, ob bei einem Stichprobenumfang von n = 10 pro Gruppe ein signifikanter Scherfestigkeitsunterschied zwischen beiden Keramikbrackettypen gefunden worden wäre.

Die Abstandshalter der Fascination[®]2-Brackets sind selbst auch silanisiert, so dass es bei den Fascination[®]2-Brackets zu einer Vergrößerung der silanisierten Fläche und damit zu einer Vergrößerung der Fläche kommt, welche für die chemische Retention verantwortlich ist. Nun sind die Scherfestigkeiten bei den Fascination[®]2-Brackets nicht signifikant höher. Die Vergrößerung der Adhäsivschichtstärke und die damit verbundene Reduktion der Scherfestigkeit scheinen einen größeren Effekt zu haben als die Vergrößerung der Verbundfläche durch die Silanisierung der Abstandshalter. Ein Grund, dass trotz reduzierter Festigkeit bei den Fascination[®]2-Brackets mehr Schmelzausrisse auftreten als bei den Fascination[®]-Brackets könnte darin liegen, dass direkt unter den Abstandshaltern beim Abscheren Kraftmaxima entstehen, da hier die Adhäsivschichtstärke nicht vergrößert, sondern im Gegenteil stark verkleinert ist. Dieses Modell der Kraftmaxima unter den Abstandshaltern wirkt sich womöglich bei der hier angewendeten Abschergeometrie besonders stark aus, da es durch einen Abscherstempel zu einem einseitigen Kraftangriff an der okklusalen Bracketkante kommt. Dieser einseitige Kraftangriff entspricht der Belastung bei okklusalen Vorkontakten.

Die Schmelzausrissrate könnte reduziert werden, wenn die Abstandshalter nicht silanisiert würden, um somit die Vergrößerung der Fläche mit chemischer Retention zu verhindern. Außerdem bleibt zu überdenken, ob durch eine Reduktion der Anzahl der Abstandshalter das Abscherverhalten positiv beeinflusst werden kann. Auch ein Verlassen der Abstandshalter hin zu einer glatten Basis wie bei den Fascination[®]-Brackets könnte einen positiven Effekt haben, wodurch jedoch kein Unterschied mehr zwischen den Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets bestünde.

6.5.2 Einfluss der Bracketbasisgröße auf die Scherfestigkeit

Die absolute Scherfestigkeit der Brackets in Newton für die oberen 1. Prämolaren ist signifikant höher als die Scherfestigkeit der Brackets für die unteren Schneidezähne. Der Grund für die größere Scherkraft der Prämolarenbrackets ist deren größere Basisfläche, denn bezogen auf die Fläche der Bracketbasis (Angabe in MPa) ist die Verbundfestigkeit beider Brackets gleich. Laut Reynolds und von Fraunhofer¹⁶² sowie laut Dickinson und Powers⁴⁷ besteht keine Korrelation zwischen Scherfestigkeit (in MPa) und Bracketbasisfläche. Beachtet man die Scherfestigkeit in MPa, so stimmen die Ergebnisse dieser Dissertation mit den genannten Studien überein.

Die meisten Autoren geben wie auch in der DIN 13990-2⁴⁶ gefordert die Scherfestigkeiten in MPa an, um ihre Werte mit anderen Studien besser vergleichen zu können und weil die Angabe der Spannung die relevante Größe für die Schmelzbelastung bei der Bracketentfernung ist.

6.5.3 Einfluss der Silanbeschichtung auf die Scherfestigkeit

Silane sind Zwittermoleküle, die eine Moderatorenrolle zwischen organischen und anorganischen Stoffen übernehmen können. Sie wurden eigentlich entwickelt, um Glasfüller in dentale Kompositfüllungsmaterialien einzubinden²². Silane können aber auch benutzt werden, um einen Verbund zwischen einer Keramikoberfläche und einem Kunststoff herzustellen⁴². Diese Keramikoberfläche kann z. B. ein Veneer, eine keramische Teilkrone oder aber auch ein Keramikbracket sein.

Forsberg und Hagberg⁶³ fanden, dass durch Keramikbrackets mit einer chemisch retentiven Basis (Transcend™), also einer mit Silan behandelten Basis, signifikant höhere Scherkräfte erreicht werden als durch ein korrespondierendes Bracket mit einer mechanisch retentiven Basis (Transcend™ 2000). Die höchste Scherkraft in deren Studie wurde mit einem chemisch retentiven Keramikbracket gemessen.

Zum gleichen Ergebnis kamen auch Viazis et al.²⁰², bei denen Transcend™-Brackets mit chemisch retentiver Basis signifikant höhere Scherkräfte erzielten als die zum Vergleich herangezogenen Allure®-Brackets mit mechanisch retentiver Basis. Allerdings ist anzumerken, dass es zwischen Transcend™-Brackets und Allure®-Brackets neben

dem Retentionsmechanismus weitere Unterschiede gibt, die einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben können.

Zahlreiche Autoren sehen den chemischen Verbund, der durch das Silan erreicht wird, als einen wichtigen Faktor für eine hohe Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Keramik an^{90,99,111,112,165,195}.

Auf der anderen Seite gibt es eine Studie von Guess et al.⁷³, die eine Silanbehandlung für unnötig halten, da bei ihrer Untersuchung die benötigte Kraft bei der Bracketentfernung durch eine Silanbehandlung nicht signifikant erhöht wurde. Das von den Autoren untersuchte Allure[®] III-Keramikbracket der Firma GAC hatte eine mechanisch retentive Basis (Kontrollgruppe). Zwischen der Kontrollgruppe und den Untersuchungsgruppen (Silan vom Hersteller aufgetragen, Silan von den Autoren aufgetragen) wurden keine signifikanten Scherfestigkeitsunterschiede festgestellt. Die Autoren räumen daher ein, dass bei anderen Brackettypen ohne mechanische Retention ein Silan zur Verbesserung der Verbundfestigkeit erforderlich sein kann. Daher muss vorsichtig formuliert werden: Bei dem mechanisch retentiven Allure[®] III-Bracket und den mechanisch retentiven Transcend[™]-Bracketvarianten ist eine Silanbehandlung unnötig.

Merrill et al.¹²⁸ fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen mechanisch retentiven Brackets (Lumina[™], Ormco; Transcend[™] 2000, 3M Unitek) und chemisch retentiven Brackets (Quasar 1000, Rocky Mountain Orthodontics; Starfire[™], „A“ Company, jetzt Ormco) hinsichtlich der erreichten Scher- und Zugfestigkeiten. Sie fanden jedoch bei den chemisch retentiven Brackets im Vergleich zu den mechanisch retentiven Brackets eine signifikant höhere Festigkeit bei der Bracketentfernung durch Torsion¹²⁸. Bei der Torsion der Brackets wird an den äußeren Anteilen der Basis eine höhere Kraft aufgebaut als bei den inneren Anteilen der Bracketbasis, da das Bracket bei der Torsion um einen gedachten Basismittelpunkt rotiert wird und somit die äußeren Basisanteile sich auf einer größeren Kreisbahn bewegen. Dieses führt dazu, dass der Bruch an den äußeren Bracketanteilen beginnt und sich dann zu den inneren Basisanteilen ausbreitet. Bei mechanisch retentiven Brackets werden durch lokale Stresskonzentrationen Sprödigkeitsfrakturen des Befestigungskomposits verursacht²⁰², die bei der Torsion zuerst an den äußeren Basisanteilen beginnen. Dagegen wird bei chemisch retentiven Basen der Stress auf große Anteile der Basisfläche verteilt²⁰², wodurch höhere Festigkeiten bei der Brackettorsion erzielt werden. Laut Merrill et al.¹²⁸

wurden aber bei der Bracketentfernung durch Torsion in nicht akzeptabler Häufigkeit Bracketfrakturen beobachtet, weshalb die Autoren diese Entfernungsmethode nicht empfehlen.

In der hier vorliegenden Studie verfügten die beiden untersuchten Brackettypen über eine silanisierte Basis. Laut Herstellerangaben wurde für die Silanisierung der Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets das gleiche Silan verwendet. Daher kann hier kein Vergleich stattfinden, der Rückschlüsse auf den Einfluss des Silans zulässt. Die untersuchten Fascination[®]2-Brackets verfügen über eine silanisierte Basis und haben zusätzlich Abstandshalter, die eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke gewährleisten sollen. Es bleibt jedoch zu bedenken, dass diese Abstandshalter auch die Klebefläche vergrößern und somit die Verbundfestigkeit erhöhen.

Für keramische Brackets mit silanisierter Basis wäre es denkbar, die Größe der chemischen Retention über die Art des Silans zu steuern. Das Silan hält sich über Si-O-Bindungen an der Keramikoberfläche fest. Auf der anderen Seite des Silanmoleküls befinden sich Acrylatgruppen, an die die Kompositpolymere binden können. Diese Acrylatgruppen könnten bei einem gewissen Prozentsatz der Silanmoleküle durch Alkylgruppen ersetzt werden, so dass sich hier keine Bindungsmöglichkeit für die Kompositpolymere ergibt. Dadurch käme es nur bei den Silanmolekülen mit Acrylatgruppen zu chemischer Retention und hierdurch verringerte sich die Scherfestigkeit. Somit könnte über das Mischungsverhältnis von Silanmolekülen, die über die für die Kompositpolymere benötigten Acrylat-Precursor verfügen und Silanmolekülen, die nur über Alkylgruppen (als Dummy-Moleküle) verfügen, die Höhe der Scherfestigkeit eingestellt werden. Hinsichtlich der Benetzung der Keramikoberfläche ergeben sich aufgrund der gleichen Reaktivität der beiden Moleküle keine Unterschiede, so dass mit einer gleichrangigen, dem Mischungsverhältnis entsprechenden Benetzung der Basisoberfläche zu rechnen wäre.

6.5.4 Einfluss der Silanbeschichtung auf das Risiko von Schmelzschäden

In der vorliegenden Arbeit wurde bei 31,7 % nach der Entfernung von Fascination[®]-Brackets und bei 40,6 % nach der Entfernung der Fascination[®]2-Brackets Schmelzschäden beobachtet. Eine ähnliche Schmelzfrakturrate (40 %) wurde von Joseph und Rossouw⁹³ bei der Entfernung von chemisch retentiven Transcend[™]-Brackets gefunden. In einer Studie von Årtun⁷ wurden bei 20,6 % der mit Transcend[™]-Brackets beklebten Zähne nach deren Entfernung Schmelzsschäden gefunden; während die Schmelzfrakturrate bei den mechanisch retentiven Transcend[™]2000-Brackets 10,5 % betrug. Für die chemisch retentiven Transcend[™]-Brackets fanden Forsberg und Hagberg⁶³ eine Schmelzfrakturrate von 17,6 %, während Starfire[™]-Brackets (chemisch retentiv) in 10 % zu Schmelzfrakturen führten¹²⁸. Die mechanisch retentiven Clarity[™]- und Transcend[™]6000-Brackets zeigten in einer Untersuchung von Mundstock et al.¹³² Schmelzfrakturrate von 3,3 % bzw. 20 %. Redd und Shivapuja¹⁵³ beobachteten eine signifikant höhere Schmelzfrakturrate von 63,3 % bei Brackets mit chemischer Retention (Transcend[™], Starfire[™]) als bei Brackets mit mechanischer Retention (Transcend[™]2000), die eine Schmelzfrakturrate von 16,7 % aufwiesen. Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Schmelzfrakturrate sind somit höher als viele der in der Literatur berichteten Frakturrate. Die unterschiedlich hohen Frakturrate können durch Faktoren wie unterschiedliche Lagerung, Brackettypen (chemisch oder mechanisch retentiv), Adhäsive sowie unterschiedliche Abschervorrichtungen erklärt werden. Man erkennt, dass mit mechanisch retentiven Brackets kleinere Schmelzfrakturrate beobachtet wurden als mit chemisch retentiven Brackets. Die gegenüber Stahlbrackets erhöhten Scherkräfte bei silanisierten Keramikbrackets gehen offenbar auch mit einem erhöhten Risiko von Schmelzschäden bei Keramikbrackets einher^{7,63,93,128,132,153,202,210}.

Forsberg und Hagberg⁶³ kamen zu dem Ergebnis, dass bei einem Anstieg der Scherfestigkeit auf ein Niveau von 30 MPa die Bracketentfernung mit einem erhöhten Risiko für Schmelzschäden assoziiert ist.

In der vorliegenden Untersuchung wurden aber auch schon bei Scherfestigkeiten um 15 MPa Schmelzschäden verursacht und auch in der Literatur werden weitaus geringere Scherfestigkeiten mit einer potenziellen Schmelzschädigung in Verbindung gebracht. So berichtet Retief¹⁵⁷ über Schmelzfrakturen ab einer angewendeten

Scherfestigkeit von 9,7 MPa und auch Bishara et al.¹⁶ geben die Empfehlung, dass Scherfestigkeiten von 13,5 MPa und mehr aufgrund des erhöhten Schmelzfrakturrisikos vermieden werden sollten. Dabei ist jedoch zu beachten, dass die gemessene Scherfestigkeit von der in der jeweiligen Studie angewendeten Abschervorrichtung abhängt, da die Scherfestigkeit zum Beispiel von der angewendeten Krafrichtung beim Abscheren abhängt¹⁰⁴, wodurch die unterschiedlichen Studienergebnisse^{16,157} erklärt werden können. Fraglich bleibt jedoch, ob unterschiedliche Abscherrichtungen die im Vergleich zu den oben genannten Studien^{16,157} mehr als doppelt bzw. dreifach höhere von Forsberg und Hagberg⁶³ als kritisch eingestufte Scherfestigkeit erklären können. Bei silanisierten Keramikbrackets kann die Scherfestigkeit die kohäsive Festigkeit des Schmelzes, die laut Bowen und Rodriguez²² 10,3 MPa beträgt, erreichen und überschreiten und somit Schmelzfrakturen verursachen^{34,121,141,185}, wodurch eine Erklärung für das erhöhte Schmelzfrakturrisiko bei silanisierten Bracketbasen gegeben wird. Zwar können auch die Scherfestigkeiten von Metallbrackets diese kohäsive Festigkeit des Schmelzes übersteigen^{75,93} ohne jedoch das Schmelzfrakturrisiko zu erhöhen⁹³. Dies kann durch die erhöhte Duktilität der Metallbrackets im Gegensatz zu den Keramikbrackets⁷ erklärt werden, so dass Metallbrackets bei der Bracketentfernung vom Zahn abgeschält werden können. Ferner werden bei Metallbrackets vor allem Bruchflächenverläufe an der Bracket-Adhäsiv-Fläche beobachtet⁷⁵ und nicht wie bei silanisierten Keramikbrackets vorwiegend an der Schmelz-Adhäsiv-Fläche^{7,75,142,211}, die eine höhere Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden gegenüber Brüchen an der Bracket-Adhäsiv-Fläche aufweist^{21,79,132,153}.

Auf der anderen Seite wurde für mechanisch retentive Brackets, die nicht über eine silanierte Basis verfügen, gezeigt, dass der Bruchflächenverlauf größtenteils an der Bracket-Adhäsiv-Fläche liegt und dass Keramikbrackets mit mechanischer Retention weniger Schmelzschäden zu verursachen scheinen als chemisch retentive Brackets¹⁵³. Chaconas et al.³⁶ diskutierten, dass durch das Verlassen der chemischen Retention hin zu einer mikromechanischen Retention die sehr hohen Verbundfestigkeiten reduziert werden könnten und somit suffiziente Verbundfestigkeiten erreicht würden, die gleichzeitig eine sichere Bracketentfernung gewährleisten.

Daher sollte bei den Fascination[®]2-Brackets über ein Verlassen der Silanisierung nachgedacht werden. Bei den Fascination[®]2-Brackets konnte durch die eingebauten Abstandshalter, die über eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke und damit über eine

Reduzierung der Scherfestigkeit weniger Schmelzausrisse verursachen sollten, die Schmelzschäden nicht reduziert werden.

Die Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden bei der Entfernung von Keramikbrackets hängt zum einen von der Verbundfestigkeit ab und zum anderen von der Sprödigkeit der Keramikbrackets¹⁶. Ein starres Keramikbracket, das auf starren Schmelz geklebt wird, kann nur wenig Stress absorbieren, so dass der Bruch bei der Bracketentfernung nur in der Keramik (Bracketfraktur), im Adhäsiv oder im Schmelz (Schmelzschaden) erfolgen kann¹⁸⁵. Um Schmelzschäden bei der Keramikbracketentfernung zu verhindern, sind mehrere Möglichkeiten denkbar:

Es können hohe Verbundfestigkeiten durch das Verlassen der chemischen Retention hin zu einer mechanischen Retention vermieden werden. Es könnte aber auch durch das Einfügen einer Sollbruchstelle die Sprödigkeit der Keramikbrackets umgangen werden und somit das Schmelzfrakturrisiko gesenkt werden.

Es bleibt zu beachten, dass in vitro gemessene Scherfestigkeiten signifikant höher sind als Scherfestigkeiten, die in vivo gemessen wurden⁷⁶. Des Weiteren befindet sich der Zahnschmelz in vitro in einem viel trockeneren Zustand als bei vitalen Zähnen in der Mundhöhle¹³², so dass er hierdurch sehr viel anfälliger gegenüber Schmelzfrakturen ist. Höhere Scherfestigkeiten, die auf einen empfindlicheren Zahnschmelz appliziert werden, können die in vitro erhöhten Schmelzfrakturraten im Vergleich zu In-vivo-Bedingungen erklären.

6.5.5 Einfluss des Verbundmechanismus auf den Bruchflächenverlauf

Der Brackettyp hat auf den Bruchflächenverlauf einen signifikanten Einfluss^{14,147}. Dabei unterscheiden sich Metallbrackets von Keramikbrackets und bei den Keramikbrackets unterscheiden sich mechanisch retentive Brackets von chemisch retentiven Brackets. Ein idealer Bruchflächenverlauf verlief an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze, da hierdurch eine weitere Bearbeitung des Zahnes unnötig wird, was wiederum vor einer potenziellen Schmelzschädigung durch rotierende Instrumente schützte und außerdem Zeit sparen würde. Auch Harris et al.⁷⁹ favorisieren diesen Bruchflächenverlauf. Sie und auch andere Autoren geben jedoch zu bedenken, dass sich mit diesem Verlauf die Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden durch die Bracketentfernung erhöht^{21,79,132,153}.

Eine Schwierigkeit bei der Bewertung des Bruchflächenverlaufs besteht darin, dass die Brüche oft gleichzeitig an beiden Flächen entstehen und ein kombinierter Bruchflächenverlauf entsteht¹⁵², was charakteristisch für Bruchflächenverläufe ist, die bei hohen Verbundfestigkeiten entstehen¹⁴⁸, die wiederum bei Keramikbrackets oft erzielt werden.

Aber auch bei den Keramikbrackets gibt es je nach Verbundmechanismus unterschiedliche Bruchflächenverläufe. So wurden bei mechanisch retentiven Bracketbasen häufiger Brüche im Adhäsiv¹⁹⁴ oder an der Bracket-Adhäsiv-Grenze festgestellt^{53,153,171}. Bei chemisch retentiven Keramikbrackets werden laut Årtun⁷ häufiger Brüche an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze verzeichnet. Da bei einem Bruch an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze die Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden ansteigt^{21,79,132,153}, werden bei chemisch retentiven Brackets öfter Schmelzschäden beobachtet, da man bei ihnen diesen Bruchflächenverlauf häufiger verzeichnet. Des Weiteren werden mit dieser Form der Retention signifikant höhere Scherfestigkeiten erzielt als mit einer mechanischen Retention^{63,90,99,202}, so dass auch durch die höheren Scherfestigkeiten das Risiko für Schmelzschäden steigt, wie in Kapitel 6.5.4 erläutert. In der vorliegenden Studie unterschieden sich die Brackets hinsichtlich des beobachteten Bruchflächenverlaufs. Während bei den Fascination[®]-Brackets häufiger Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv zu verzeichnen waren als bei den Fascination[®]2-Brackets, kam es bei den Fascination[®]2-Brackets häufiger zu kombinierten Bruchflächenverläufen. Die Hypothese bezüglich des Bruchflächenverlaufs (Hypothese 3, Kapitel 2.1, S. 14) konnte durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Das häufigere Auftreten von kombinierten Bruchflächenverläufen könnte darauf hindeuten, dass bei den Fascination[®]2-Brackets ein stärkerer Verbund zwischen Bracketbasis und Adhäsiv vorhanden ist. Beide Brackettypen haben eine chemisch retentive Basis. Die Fascination[®]2-Brackets haben jedoch im Unterschied zu den Fascination[®]-Brackets Noppen als Abstandshalter, die die Verbundfläche vergrößern und somit den stärkeren Verbund Basis zu Adhäsiv bei den Fascination[®]2-Brackets erklären können. Es ist vorstellbar, dass an den Noppen beim Abschervorgang Kraftmaxima entstehen, da hier das Adhäsiv besonders dünn ist und die Noppen sehr dicht wenn nicht sogar in direktem Kontakt zur Zahnoberfläche stehen. Durch diese Kraftmaxima könnte ein unregelmäßiger Bruch im Adhäsiv verursacht worden sein.

6.5.6 Einfluss des verwendeten Adhäsivs auf die Scherfestigkeit

In der vorliegenden Untersuchung zeigt sich ein signifikanter Unterschied der Scherfestigkeit in Abhängigkeit vom verwendeten Adhäsiv. Das dualhärtende Adhäsiv ConTec Duo ergab signifikant geringere Scherfestigkeiten als das lighthärtende Adhäsiv ConTec LC. Dieses Ergebnis verwundert auf den ersten Blick, da dualhärtende Adhäsive aufgrund ihres Polymerisationsmodus einen sehr hohen und laut einer Studie von Eliades et al.⁵⁵ den höchsten Polymerisationsgrad aufweisen; allerdings untersuchten die Autoren nicht ConTec Duo. Trotzdem zeigt die Studie von Eliades et al.⁵⁵ den Vorteil des hohen Polymerisationsgrades von dualhärtenden Adhäsiven. Dies sollte auch bei der Scherfestigkeit gute bis sehr gute Ergebnisse liefern. Allerdings dürfte sich der Vorteil eines höheren Polymerisationsgrades vor allem bei Metallbrackets auswirken, da hier der limitierte Lichtzutritt unter die metallische und damit lichtundurchlässige Metallbasis durch den chemisch härtenden Polymerisationsmodus ausgeglichen wird. Auch in der vorstehend erwähnten Studie von Eliades und Mitarbeitern⁵⁵ kamen Brackets aus Metall zum Einsatz.

In der hier vorliegenden Studie wurden jedoch Keramikbrackets untersucht, die lichtdurchlässig sind, wodurch der Vorteil der dualhärtenden Adhäsive hier nicht so stark oder gar nicht zum Tragen kommt. Dazu ist noch anzufügen, dass bei den hier verwendeten polykristallinen Keramikbrackets der Lichtdurchtritt stärker blockiert wird als bei monokristallinen Keramikbrackets⁵⁶.

Eine weitere Erklärung für die signifikant geringere Scherfestigkeit von ConTec Duo könnte im unterschiedlichen Füllstoffgehalt der untersuchten Adhäsive liegen.

In einer Studie von Buzzitta et al.³⁰ stieg bei Metallbrackets mit steigendem Füllstoffgehalt des Adhäsivs auch die Scherfestigkeit an und mit hochgefüllten Adhäsiven wurden die größten Scherfestigkeiten erzielt. Im Gegensatz dazu wurden bei Keramikbrackets die höchsten Scherfestigkeiten mit ungefüllten Adhäsiven erreicht. Hierbei wird die wechselseitige Beziehung zwischen Bracket(material) und Adhäsiv deutlich. Auch in einer Studie von Ostertag et al.¹⁴⁷, in der nur Keramikbrackets (Transcend™ 2000, Allure® III, Starfire™) verwendet wurden, kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass die Scherfestigkeit bei einem Adhäsiv mit einem Füllstoffgehalt von 80 % signifikant größer ist als bei Verwendung eines Adhäsivs mit einem Füllstoffgehalt von 55 % oder 30 % und dass die Torsionsfestigkeiten des zu 80 % gefüllten Adhäsivs signifikant größer sind als die des zu 30 % gefüllten Adhäsivs.

Aber nicht nur der Füllstoffgehalt, sondern auch die Größe der Füllstoffpartikel spielt laut Harris et al.⁷⁸ eine Rolle, die in ihrer Untersuchung feststellten, dass das Adhäsiv mit großen Füllstoffpartikeln (Ortho-Concise™) elastischer war als das steifere Adhäsiv (Heliosit®), das über kleinere Füllstoffpartikel verfügte⁷⁸. Bei dem elastischeren Adhäsiv verlief der Bruch eher an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze⁷⁸. Hierzu muss man jedoch anfügen, dass in der Untersuchung von Harris et al.⁷⁸ nur drei Adhäsive untersucht wurden, so dass die Aussage der Autoren nur für die untersuchten Adhäsive gelten kann. Sie gibt jedoch einen Hinweis darauf, dass nicht nur der Gehalt an Füllstoffen sondern auch die Art des Füllstoffes (z. B. Größe) einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hat. Andere Studien sehen bei den erreichten Scherfestigkeiten keine signifikanten Unterschiede zwischen unterschiedlich stark gefüllten Adhäsiven¹⁶² oder kommen zu dem Ergebnis, dass der Adhäsivtyp einen geringeren Einfluss auf die Scherfestigkeiten hat als die Art der Bracketbasis^{36,143,202}.

In der vorliegenden Studie hat der unterschiedliche Füllstoffgehalt jedoch keinen Einfluss auf die erreichte Scherfestigkeit, da die Adhäsive ConTec Duo und ConTec LC, die laut Herstellerangaben über den gleichen Füllstoffgehalt (40-50 %) verfügen, signifikant unterschiedliche Scherfestigkeiten liefern und es demgegenüber keinen signifikanten Unterschied zwischen Transbond™ XT (Füllstoffgehalt 80 %) und ConTec LC sowie ConTec Duo (Füllstoffgehalt beider Adhäsive 40-50 %) gibt, obwohl diese Adhäsive einen stark unterschiedlichen Füllstoffgehalt haben.

Vor dem Hintergrund der signifikant geringeren Scherfestigkeiten des ConTec Duo könnte man annehmen, dass das ConTec Duo zur Verwendung mit den Fascination®- und Fascination®2-Brackets besser geeignet ist, da durch die verringerte Scherfestigkeit auch das Schmelzfrakturrisiko gesenkt wird. Dies wurde in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht bestätigt, da das Adhäsiv keinen signifikanten Einfluss auf das Auftreten von Schmelzfrakturen hat (Tab. 9; S. 34). Die Hypothese, dass sich die Scherfestigkeiten der lichthärtenden von denen des dualhärtenden Adhäsivs unterscheiden, konnte nur zum Teil, nämlich für das lichthärtende ConTec LC und das dualhärtende ConTec Duo, bestätigt werden.

Neben den Kompositen wurden auch Glasionomerzemente^{12,23,39,41,107,133} sowie kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente^{17,40,65,94,109,207} als Adhäsive zur Bracketbefestigung vorgeschlagen. Die Glasionomerzemente, die 1972 in die Zahnheilkunde eingeführt wurden²⁰⁸, haben den Vorteil, auch ohne Schmelzätzung am

Zahn zu haften und weniger empfindlich auf eine Kontamination der Klebestelle durch Feuchtigkeit zu reagieren. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass Glasionomerzemente Fluoridionen abgeben, die einen kariesprotektiven Effekt haben. Außerdem können diese Glasionomerzemente als eine Art Fluoridakkumulator angesehen werden, der zugeführte Fluoride (z. B. aus Zahnpasten) aufnimmt, um sie dann langsam wieder abzugeben⁸².

Allerdings wurde in verschiedenen Studien festgestellt, dass Glasionomerzemente signifikant geringere Scherfestigkeiten erreichen als Komposite^{23,39,41,107,133}, so dass sie heute eine untergeordnete Rolle bei der Bracketbefestigung spielen und selten verwendet werden, obwohl die Entfernung mit Glasionomerzementen befestigter Brackets einfacher ist²⁰⁶ und es zu weniger Schmelzschäden kommt^{92,163}. Jüngere Untersuchungen zum Beispiel mit Fuji Ortho™ LC (GC Corporation) sind vielversprechender und zeigen, dass mit kunststoffverstärkten Glasionomerzementen klinisch vertretbare Verbundfestigkeiten erzielt werden^{164,188}.

6.5.7 Einfluss des verwendeten Adhäsivs auf das Risiko von Schmelzschäden

In der vorliegenden Untersuchung wurde kein signifikanter Einfluss des Adhäsivs auf das Schmelzausrissrisiko festgestellt.

In einer Studie von Joseph und Rossouw⁹³ wurden Scherfestigkeiten und Schmelzausrisse von Metall- und Keramikbrackets bei Verwendung von chemisch härtenden und lichthärtenden Adhäsiven untersucht. Dabei stellten die Autoren fest, dass es nur nach Verwendung von chemisch härtenden Adhäsiven zum Befestigen von Keramikbrackets bei der Bracketentfernung zu Schmelzfrakturen kam. 40 Prozent der Zähne, bei denen Keramikbrackets (Transcend™, 3M Unitek) mit dem chemisch härtenden Adhäsiv (Concise™, 3M Unitek) befestigt wurden, zeigten nach der Bracketentfernung Schmelzfrakturen. Bei der Bracketentfernung wurde ein 0,51 mm breiter Draht unter den Bracketflügeln platziert und eine Scherbelastung in gingivooklusaler Richtung durchgeführt. Die Schmelzoberflächen wurden nach der Bracketentfernung mittels eines Stereomikroskopes hinsichtlich des Bruchflächenverlaufs und eventuell aufgetretener Schmelzschäden begutachtet. Als Grund für die sehr hohe Schmelzfrakturnrate geben die Autoren zum einen die signifikant höheren

Scherfestigkeiten der Keramikbrackets im Vergleich zu den Metallbrackets an. Des Weiteren geben sie zu bedenken, dass das von ihnen verwendete chemisch härtende, makrogefüllte Adhäsiv (Concise™, 3M Unitek) zu hohen Scherfestigkeiten führt, die im Bereich der kohäsiven Festigkeit des Schmelzes liegen und somit Schmelzfrakturen verursachen können.

Hiermit steht die Studie von Joseph und Rossouw⁹³ im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit, da hier kein signifikanter Einfluss des Adhäsivs auf das Schmelzfrakturrisiko festgestellt werden konnte.

6.5.8 Einfluss der verwendeten Polymerisationslampe auf die Scherfestigkeit

In der vorliegenden Arbeit wurden mit der LED-Lampe (Elipar™ FreeLight) signifikant geringere Scherfestigkeiten erzielt als mit der Halogenlampe (ConTec Light) oder der Plasmalampe (PAC). Die Hypothese, dass die Polymerisationslampen keinen Einfluss auf die Scherfestigkeiten der mit ihnen geklebten Brackets haben, konnte durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden. Beim Schmelzausrissverhalten zeigten die Polymerisationslampen jedoch keinen signifikanten Einfluss. Üsümez et al.²⁰⁰, die in ihrer Studie die Scherfestigkeiten bei Verwendung einer Halogenlampe und der LED-Lampe Elipar™ FreeLight verglichen, lieferten ein vergleichbares Ergebnis. Dabei zeigten sie, dass die Scherfestigkeiten bei 20 und 40 Sekunden Belichtungsdauer mit der LED-Lampe den Scherfestigkeiten einer 40-sekündigen Belichtung mit der verwendeten Halogenlampe entsprachen. Bei einer Belichtungszeit von 10 Sekunden mit der Elipar™ FreeLight ergaben sich im Vergleich zur 40-sekündigen Halogenbeleuchtung signifikant kleinere Scherkräfte. Damit stimmen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung mit den Resultaten von Üsümez et al.²⁰⁰ überein. Gleichzeitig erkennt man, dass eine Verlängerung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden bei der Elipar™ FreeLight die Scherfestigkeit verbessert. Ein Softstart-Programm kann bei LED-Lampen die erzielten Scherfestigkeiten noch weiter verbessern¹⁹⁸. Das Softstart-Programm der Elipar™ FreeLight wurde in der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht angewendet.

Sunna und Rock¹⁸⁹ stellten fest, dass bei der Verwendung einer Ortholux™ XT-Lampe ein 40-sekündiges Belichtungsintervall signifikant höhere Scherfestigkeiten lieferte als

eine 10- oder 20-sekündige Belichtungsdauer. Bei der in dieser Arbeit verwendeten Halogenlampe ist die Belichtungszeit durch verschiedene vorgegebene Programme wählbar, von denen das Programm für das Bracketkleben eine 20-sekündige Belichtungsdauer vorsieht. Da mit diesem Zeitintervall gleich gute oder höhere Scherfestigkeiten erzielt wurden als mit den anderen verwendeten Polymerisationslampen kann das 20-sekündige Intervall mit der Halogenlampe ConTec Light als ausreichend angesehen werden.

Zwischen der 10-sekündigen Polymerisation durch die verwendete Plasmalampe und der 20-sekündigen Anwendung der Halogenlampe konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der erzielten Scherfestigkeiten festgestellt werden.

In der Literatur werden auch kürzere Intervalle bei der Verwendung einer Plasmalampe angegeben. So stellten Hofmann et al.⁸⁶ fest, dass eine Belichtungsdauer von 6 Sekunden mit einer Plasmalampe einem Intervall von 40 Sekunden mit einer Halogenlampe entspricht. Signorelli et al.¹⁸¹ fanden heraus, dass bei einer Plasmalampe eine Belichtungszeit von 6 Sekunden vergleichbare Scherfestigkeiten liefert wie eine 20-sekündige Belichtung mit einer Halogenlampe. Bei Sfondrini et al.¹⁷⁶ wird in Übereinstimmung mit Klocke und Mitarbeitern¹⁰⁶ sogar eine Dauer von ein bis drei Sekunden Belichtung mit einer Plasmalampe als ausreichend angesehen. Im Gegensatz zu den Arbeiten von Sfondrini et al.¹⁷⁶ und Klocke et al.¹⁰⁶ steht die Arbeit von Mavropoulos und Mitarbeitern¹²⁵, die feststellten, dass unabhängig von der Leistungsdichte der Polymerisationslampe eine Belichtungsdauer von unter 4 Sekunden keine ausreichende Verbundfestigkeit garantieren kann.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass eine 10-sekündige Belichtung mit einer Plasmalampe und eine 20-sekündige Belichtung mit einer Halogenlampe vergleichbare Scherfestigkeiten liefern, die über der von Reynolds¹⁶¹ geforderten Mindestscherfestigkeit liegen. Um die Scherfestigkeiten bei den verschiedenen Belichtungszeiten vergleichen zu können, wurde bei der Polymerisation darauf geachtet, dass die Belichtung stets aus der gleichen Richtung (senkrecht auf das Bracket) durch das Bracket hindurch erfolgte (wie in der DIN 13990-2⁴⁶ für Keramikbrackets vorgegeben) und die Lichtleiterenden der entsprechenden Polymerisationslampen in einem möglichst geringen Abstand (< 4 mm) zum Bracket gehalten wurden ohne dieses zu berühren. Wie in der vorliegenden Arbeit untersuchten Cacciafesta et al.³¹ ebenfalls eine Halogenlampe, eine Plasmalampe und eine LED-

Lampe und zeigten mit einem Radiometer, dass die an der Bracketbasis wirkende Lichtintensität bei allen Polymerisationslampen mit steigendem Abstand des Lichtleiters zur Bracketbasis abnahm. Allerdings beobachteten sie durch die bei vergrößertem Abstand verkleinerte Lichtintensität nur bei der LED-Lampe auch eine signifikant geringere Scherfestigkeit im Vergleich zu Brackets die mit Hilfe der anderen Polymerisationslampen befestigt wurden. Somit stimmen die Ergebnisse von Cacciafesta et al.³¹ (in den Gruppen mit einem Lichtleiter-Bracket-Abstand > 0 mm) mit der vorliegenden Arbeit überein. Es bleibt fraglich, ob die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Polymerisationslampen bei einem z. B. durch eine spezielle Halterung definierten einheitlichen Lichtleiter-Bracket-Abstand keine signifikanten Unterschiede gezeigt hätten. Es ist jedoch anzufügen, dass die hier verwendeten Lichtleiter-Bracket-Abstände im geforderten Bereich (< 5 mm) der DIN 13990-2⁴⁶ liegen, und dass in der Praxis keine einheitlichen Lichtleiter-Bracket-Abstände verwendet werden. Polymerisationszeiten von nur 10 Sekunden sind wegen der sehr hohen Energieleistung der Plasmalampen möglich. Die hier untersuchte Plasmalampe erzeugt eine Energiedichte von 1196 mW/cm^2 (Maximum bei einer Wellenlänge von 470 nm). Diese Wellenlänge entspricht annähernd dem Absorptionsmaximum des in den meisten lighthärtenden Kompositen verwendeten Initiators Kampferchinon, das bei 468 nm liegt. Im Vergleich dazu hat die Elipar™ FreeLight bei einer Wellenlänge von 465 nm eine Energiedichte von 400 mW/cm^2 . Diese Leistung wurde bei dem heute erhältlichen Nachfolgemodell Elipar™ FreeLight2 laut Herstellerangaben auf ca. 1000 mW/cm^2 erhöht, was die benötigten Polymerisationszeiten verkürzen dürfte.

6.5.9 Einfluss der verwendeten Technik bei der Bracketentfernung auf das Risiko von Schmelzschäden

Laut Swartz¹⁹⁰ war 1988 die sicherste Methode für das Entfernen von Keramikbrackets die Anwendung einer Bracketentfernungszange. Dabei ist auf ein langsames Vorgehen zu achten, da hierdurch die Rissausbreitung im Adhäsiv gefördert wird¹⁹⁰ und Schmelzfrakturen vor allem bei schnellen, plötzlichen Belastungen beobachtet wurden²⁰².

In der Literatur gibt es verschiedene Ansätze wie man über eine veränderte Technik bei der Bracketentfernung das Risiko von Schmelzausrissen verringern kann.

Zum einen kann die Belastungsrichtung bei der Bracketentfernung verändert werden.

Merrill et al.¹²⁸ fanden in ihrer Untersuchung, dass die bis zum Bruch nötige Zugfestigkeit um 28 % geringer war als die Scherfestigkeit und zogen daraus den Schluss, dass bei der Bracketentfernung die Abzugsvariante zu bevorzugen sei, da diese Methode durch die geringere Kraft sicherer sei. Allerdings ist der Schmelz bei einer Scherbelastung zwei-²⁰² bis achtmal¹⁰¹ stärker als bei einer Zugbelastung, so dass die Empfehlung von Merrill et al.¹²⁸ relativiert werden muss.

Des Weiteren kann durch modifizierte Instrumente das Risiko von Schmelzschäden gesenkt werden. Bishara und Fehr¹⁴ untersuchten den Einfluss von schmalen und breiten Zangenbranchen auf das Verhalten bei der Entfernung von Keramikbrackets. Dabei wurden die Branchen der Bracketentfernungszange an der Verbundfläche von Bracketbasis und Adhäsiv an der gingivalen und inzisalen Seite der Bracketbasis angesetzt. Dabei stellten sie fest, dass durch die Verwendung von schmalen Branchen die benötigte Kraft bei der Bracketentfernung signifikant reduziert wurde. Die um etwa 20 % reduzierten Festigkeiten bedeuten nach Meinung der Autoren auch weniger Stress für den Schmelz und sie erwarteten dadurch eine weniger traumatische Bracketentfernung.

Aber auch andere Hilfsmittel wurden zur vereinfachten Bracketentfernung entwickelt. So untersuchten Krell et al.¹¹⁰ den Schmelzverlust durch verschiedene Bracketentfernungsmethoden. Dabei stellten die Autoren fest, dass bei Verwendung eines speziellen Ultraschallansatzes, alleine oder in Kombination mit einer Bracketabnahmezange, der Schmelzverlust am geringsten ist. Dabei kritisierten sie in Übereinstimmung mit Boyer et al.²⁴, dass die Entfernungsmethode nur mit Hilfe des Ultraschallansatzes die zeitaufwändigste ist.

Bishara et al.²¹ kommen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass mit konventionellen Entfernungstechniken bei ungefähr 10-35 % (35 % bei Starfire™, „A“-Company; 25 % bei Allure®, GAC International; 10 % bei Transcend™, 3M Unitek) Bracketbrüche verursacht werden. Dagegen werden bei der elektrothermischen Bracketentfernung keine Bracketfrakturen verursacht. Eine Bracketfraktur kann dazu führen, dass ein Teil des Keramikbrackets auf dem Zahn verbleibt, der nur mit Hilfe rotierender Instrumente von der Zahnoberfläche entfernt werden kann, woraus sich ein Schmelzschädigungspotenzial ergibt. Ein weiterer Vorteil der elektrothermischen Entfernung gegenüber der Entfernungsmethode mittels Ultraschallansatz besteht darin, dass kein signifikanter Unterschied beim Zeitaufwand im Vergleich zur konventionellen Technik festgestellt wurde. Bei der Ultraschalltechnik folgt der Bruchflächenverlauf der Schmelz-Adhäsiv-Fläche. Da aber hierbei sehr geringe Kräfte angewendet werden, sind keine erhöhten Schmelzfrakturnraten zu verzeichnen²¹.

Ein weiterer Vorteil der Ultraschalltechnik ist die geringe Restadhäsivmenge, die bei dieser Methode nach der Bracketentfernung auf dem Zahn verbleibt. Nachteile dieser Technik sind zum einen der relativ große Zeitaufwand und zum anderen der gerade bei der Entfernung von Keramikbrackets vergleichsweise hohe Verschleiß der recht teuren Ansätze²¹. Die Ultraschalltechnik wurde von Bishara und Mitarbeitern²¹ mit der elektrothermischen Bracketentfernung verglichen. Dabei wurde festgestellt, dass mit der elektrothermischen Technik der Bruchflächenverlauf häufig an der Bracket-Adhäsiv-Grenze verläuft und dadurch bedingt relativ viel Adhäsiv auf dem Zahn verbleibt^{21,97}. Diese Tatsache ist als Nachteil anzusehen, da dieses Restadhäsiv noch entfernt werden muss, wodurch erstens ein Schmelzschädigungspotenzial besteht und zweitens der Behandlungsaufwand erhöht wird. Dadurch wird auch der Vorteil der relativ schnellen Bracketentfernung mit dieser Methode wieder teilweise aufgehoben. Des Weiteren werden bei der elektrothermischen Methode hohe Temperaturen eingesetzt, die aber laut Sheridan et al.^{179,180} keine pathologischen Veränderungen im Pulpagewebe verursachen, da der durchschnittliche Temperaturanstieg an der Pulpeninnenwand 3,2 °C beträgt. Auch nach zweiwöchiger Wartezeit konnten von den Autoren keine pathologischen Anzeichen im Pulpagewebe nachgewiesen werden. Jost-Brinkmann et al.⁹⁷ wiesen darauf hin, dass es beim Thermodebonding zu Pulpaschäden kommen kann, sofern die heißen Brackets nicht nach dem ersten Heizzyklus entfernt werden können.

Gerade bei den Fascination[®]-Brackets, die mit einer geringen Basisfläche hohe Festigkeiten und damit auch hohe Spannungen erzeugen, was die Gefahr von Schmelzausrissen vergrößert, kann die Entfernung durch Thermodebonding oder ein Wechsel hin zu einer mechanischen Retention das Schmelzausrissrisiko verringern. Eine weitere alternative Möglichkeit zur schonenden Bracketentfernung besteht in der Benutzung eines Superpuls-CO₂-Lasers zum Erweichen des Adhäsivs^{129,140,186}. Dabei soll vor allem das Entfernen von 4-META-Methylmethacrylaten erleichtert werden¹⁴⁰. Als Mechanismus wird bei polykristallinen Brackets eine Wärmeentwicklung angegeben, die das Komposit erweicht und bei monokristallinen Brackets wird eine Photoablation durch direkte Reaktion des Komposits mit dem Laserstrahl als Grund für ein leichteres Entfernen angesehen¹⁹⁶.

Ein weiteres Hilfsmittel zur leichteren Entfernung von Keramikbrackets soll die Anwendung eines Pfefferminzölderivats sein. Eine 60-sekündige Applikation^{204,209} beziehungsweise 5-minütige¹¹³ Applikation dieses Gels um das zu entfernende Keramikbracket soll einen Bruch an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze fördern, ohne einen Schaden an der Schmelzoberfläche zu verursachen^{113,204,209}.

In einer Studie von Larmour et al.¹¹⁴ wurde gezeigt, dass durch das Einbringen einer Kerbe im Adhäsiv an der gingivalen Bracketseite die durchschnittliche und maximale Verbundfestigkeit der Brackets signifikant reduziert wird und dadurch auch die Bracketentfernung einfacher und sicherer ist. Dazu wurde in einem In-vitro-Versuch beim Kleben der Brackets ein Matrizenstreifen (Dicke: 0,01 mm, Breite: 0,75 mm) zwischen eine auf dem Zahn und eine auf dem Bracket befindliche Adhäsivportion gehalten. Nach dem Aushärten des Adhäsivs wurde der Matrizenstreifen entfernt, der dabei eine 0,75 mm tiefe Kerbe im Adhäsiv hinterließ. Hierbei ist zu beachten, dass die Autoren dieser Studie zugeben, dass die Einarbeitung einer solchen Kerbe in das Adhäsiv schwierig ist und dass dadurch eine zusätzliche Plaqueretentionsstelle geschaffen wird. Durch diese beiden Faktoren erscheint die klinische Umsetzung nicht praktikabel.

6.5.10 Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Schmelzschäden

Die eigenen Ergebnisse zeigen, dass mit höheren Scherfestigkeiten auch das Risiko für Schmelzschäden steigt, und dass mit größer werdenden Scherfestigkeiten auch die aufgetretenen Schmelzschäden an Größe zunehmen.

In zahlreichen Studien wurde dieser Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und aufgetretenem Schmelzschaden beobachtet^{24,118,128,202,211}.

Über empfohlene maximale Scherfestigkeiten findet man in der Literatur verschiedene Angaben. So halten Jähniq und Henkel⁹² Verbundfestigkeiten von 8 MPa bereits für zu stark und erachten Scherfestigkeiten von 4 MPa als ausreichend. Dazu ist kritisch anzufügen, dass dieser Wert unter dem von Reynolds¹⁶¹ empfohlenen Bereich von 5,9 bis 7,8 MPa liegt und deutlich geringer ist als die aktuell angebotenen Adhäsive erreichen^{13,16,20,43,85,102,126,148}. Sicherlich wird bei einer geringen Scherfestigkeit auch das Risiko für Schmelzschäden gering gehalten, aber es ist fraglich, ob mit einer so geringen Scherfestigkeit auch ein suffizienter Verbund gewährleistet werden kann.

In einer Studie von Retief¹⁵⁷, bei der Zugfestigkeiten bei einer Traversengeschwindigkeit von 0,5 mm/min untersucht wurden, wurde festgestellt, dass ab einem Wert von 9,7 MPa mit Schmelzfrakturen zu rechnen ist. Forsberg und Hagberg⁶³, die Scherfestigkeiten bei einer Belastungsgeschwindigkeit von 1 mm/min untersuchten, stellten fest, dass bei etwa 30 MPa die Bracketentfernung mit einem erhöhten Risiko für Schmelzschäden assoziiert ist. Sicherlich erscheint dieser Wert recht hoch, zumal damit die durchschnittliche kohäsive Festigkeit des Schmelzes von 10,3 MPa²² um etwa das Dreifache überschritten ist, sofern die 1962 ermittelten Ergebnisse in vivo tatsächlich Gültigkeit haben.

Die in der vorliegenden Arbeit erreichten Scherfestigkeiten liegen über den von Jähniq und Henkel⁹² empfohlenen Werten und in oder über dem Bereich, der von Retief¹⁵⁷ als maximale Scherfestigkeit angegeben wurde. Zwar liegen die mittleren Scherfestigkeiten unter der von Forsberg und Hagberg⁶³ angegebenen Größenordnung, allerdings erscheinen deren Werte - wie oben erläutert - auch recht hoch. Dazu ist anzufügen, dass die in den unterschiedlichen Studien gefundenen Scherfestigkeiten durch die unterschiedlichen Materialien und Methoden in den verschiedenen Studien nur bedingt miteinander vergleichbar sind. Dennoch geben diese Werte einen Hinweis auf die maximal anzuwendende Kraft bei der Bracketentfernung.

Interessant ist noch die Tatsache, dass in verschiedenen Studien belegt wurde, dass bei silaniserten Bracketbasen die Verbundfestigkeiten zwischen Komposit und Keramik die kohäsive Festigkeit des Schmelzes erreichen können und dadurch Schmelzfrakturen begünstigt werden^{34,93,121,141,185}. Die beiden in dieser Studie untersuchten Brackettypen verfügen beide über silanierte Basen. Die eigenen Werte zeigen in Übereinstimmung mit der Literatur^{24,118,128,202,211}, dass ein Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Schmelzfrakturrisiko besteht und dass demnach exzessiv hohe Verbundfestigkeiten nicht erstrebenswert sind.

6.5.11 Beeinflussung der Ergebnisse durch die verwendeten Zähne

Die Scherfestigkeiten (in MPa) der beiden in dieser Dissertation untersuchten Zahntypen (untere Schneidezähne und obere erste Prämolaren) unterscheiden sich nicht signifikant.

In einer Studie von Bishara et al.¹⁵ zur Scherfestigkeit und dem Entstehen von Schmelzschäden bei der Entfernung von drei unterschiedlichen Keramikbrackets war der einzige signifikante Unterschied die höhere Scherfestigkeit des oberen seitlichen Schneidezahns im Vergleich zum oberen mittleren Schneidezahn und den oberen und unteren Molaren. Damit steht das Ergebnis von Bishara und Mitarbeitern¹⁵ im Gegensatz zur vorliegenden Untersuchung. Auch in der vorliegenden Arbeit wurden die Scherkräfte pro Fläche verglichen. Allerdings wurden von Bishara et al.¹⁵ andere Keramikbrackets (Transcend™2000, Transcend™2000 precoated, Signature) verwendet. Es bleibt jedoch fraglich, ob der genannte Unterschied durch die unterschiedlichen Keramikbrackets verursacht wurde, da laut den Autoren mit den unterschiedlichen Brackettypen keine signifikanten Unterschiede bei den Scherfestigkeiten gemessen wurden und auch keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Wechselwirkungen zwischen Brackettyp und Zahntyp festgestellt werden konnten. Anhand der beschriebenen Materialien und Methoden in der Studie von Bishara et al.¹⁵ konnten keine weiteren Faktoren festgestellt werden, die diese Ergebnisse erklären könnten. Wahrscheinlich werden die verwendeten Zähne alle ein unterschiedliches Alter und eine unterschiedliche Historie mit intraoralen Angriffen (z. B. Säure, Kaukraft) gehabt haben und aus verschiedenen Gründen extrahiert worden sein.

Sheen et al.¹⁷⁸ fanden, dass ältere Zähne höhere Scherfestigkeiten zeigten als junge permanente Zähne. In der vorliegenden Untersuchung wurde das Alter der Zähne nicht erfasst, so dass hierzu keine Aussage möglich ist. Aber da bei den verwendeten Zähnen kariöse Läsionen ein Ausschlusskriterium waren, kommen als Extraktionsgründe entweder kieferorthopädische oder parodontale Gründe in Frage, so dass wahrscheinlich sowohl junge bleibende Zähne (aus kieferorthopädischen Gründen extrahiert) als auch ältere bleibende Zähne (aus parodontalen Gründen extrahiert) unter den verwendeten Zähnen waren.

In Studien von Brännström und Mitarbeitern^{25,26,139} wurde ein Einfluss des Zahntyps dadurch gezeigt, dass bei jungen bleibenden Zähnen durch eine Ätzzeit von 15 Sekunden eine retentivere Oberfläche geschaffen wurde als mit einem 60-sekündigen Ätzintervall. Dieser Unterschied konnte bei älteren bleibenden Zähnen nicht festgestellt werden. Da in der vorliegenden Arbeit mit einer einheitlichen Ätzzeit von 60 Sekunden gearbeitet wurde, kann dieser Einfluss nicht verifiziert werden.

Bei den Schmelzausrissen zeigten die unteren Schneidezähne weniger Schmelzausrisse als die oberen 1. Prämolaren. Auf den Bruchflächenverlauf hatten die unterschiedlichen Zahntypen keinen signifikanten Einfluss. Dieses Ergebnis stimmt mit einer früheren Aussage von Bishara und Trulove²¹ überein, die in ihrer Untersuchung unter Verwendung von oberen mittleren Schneidezähnen und dritten Molaren unter anderem auch den Bruchflächenverlauf untersuchten und hierbei keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verwendeten Zahntypen finden konnten.

Weitere Informationen zu Einflüssen untersuchter Zahntypen auf Schmelzausrisse und Bruchflächenverläufe findet man in der Literatur nicht, so dass die mit dieser Untersuchung gefundenen Daten nicht mit Angaben aus anderen Studien verglichen werden können. Sicherlich wurden durch unterschiedliche Untersucher auch unterschiedliche Zahntypen verwendet, aber durch die in den verschiedenen Studien benutzten unterschiedlichen Keramikbrackettypen und Adhäsivsysteme beziehungsweise deren Kombination können die Ergebnisse nicht bezüglich der Variable Zahntyp miteinander verglichen werden, da nicht beurteilt werden kann, ob ein unterschiedlicher Bruchflächenverlauf oder ein anderes Schmelzausrissverhalten durch den Zahntyp oder durch das verwendete Bracket, Adhäsiv oder einen anderen Einflussfaktor verursacht wurde. Diese Tatsache muss auch in der vorliegenden Arbeit beachtet werden. Dennoch wurde der Einflussfaktor Zahntyp berücksichtigt, da bei den

beiden unterschiedlichen Zahntypen auch unterschiedliche, zahntypengerecht geformte Brackets verwendet wurden, um festzustellen, ob die verschiedenen Materialkombinationen an unterschiedlichen Zähnen auch unterschiedliche Ergebnisse liefern.

6.5.12 Beeinflussung der Ergebnisse durch die Lagerung der Zähne

In dieser Untersuchung ergaben die von Anfang an in 0,1%iger Thymollösung gelagerten Zähne einerseits signifikant höhere Scherfestigkeiten als die Zähne, die erst in 96%igem Ethanol und dann in der Zahnklinik in einer 0,1%igen Thymollösung gelagert wurden. Andererseits kam es mit den von Anfang an in einer Thymollösung gelagerten Zähnen zu weniger Schmelzausrissen als mit den Zähnen, die erst in Ethanol gelagert wurden. Dies lässt auf einen Einfluss der Lagerung auf die erzielten Ergebnisse schließen.

Der Grund für die geringere Scherfestigkeit und die erhöhte Anzahl von Schmelzausrissen der in 96%igem Ethanol gelagerten Zähne kann in einer Dehydratation des Schmelzes durch den osmotischen Gradienten zwischen dem Lagerungsmedium Ethanol und dem vorhandenen Wasser im Schmelz erklärt werden. In ausgereiftem Schmelz, der 12 Vol.-% beziehungsweise 4 Gew.-% Wasser enthält, ist der größte Teil des Wassers an Apatitkristalle in Form der Hydratationsschale gebunden und nur zu einem Viertel in der organischen Substanz des Schmelzes vorzufinden¹⁷⁴. Wird nun dem Schmelz durch den osmotischen Gradienten dieses Wasser entzogen, werden auch dessen physikalische Eigenschaften beeinflusst. In einer von Pashley und Tay¹⁴⁹ entwickelten Methode werden Probenzähne für eine rasterelektronenmikroskopische Betrachtung in einer Serie mit ansteigender Ethanolkonzentration dehydriert. Wang et al.²⁰⁵ diskutierten, dass die Lagerung in 70%igem Ethanol einen Einfluss auf die chemische Zusammensetzung des Schmelzes hat und somit zum einen zu einer verringerten Verbundfestigkeit und zum anderen zu einem verstärkten Herauslösen von Schmelzfragmenten führt.

Auf der anderen Seite findet man Studien, die eine Lagerung von Zahnproben in 70%igem Ethanol durchführten und nicht über eine erhöhte Schmelzausrissrate berichteten^{79,129,140}. In der vorliegenden Arbeit wurden Zähne verwendet, die zum Teil in 96%igem Ethanol gelagert wurden. Da der osmotische Gradient bei 96%igem Ethanol

größer ist als bei 70%igem Ethanol, wurden die Zähne wahrscheinlich auch stärker dehydriert als bei Verwendung einer 70%igen Ethanollösung und somit die physikalischen Eigenschaften stärker beeinflusst. Es ist fraglich, inwieweit die nachträgliche Lagerung in der 0,1%igen Thymollösung die Zähne rehydrierte. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse der Studien^{79,129,140}, die keine erhöhten Schmelzausrissraten bei der Verwendung einer 70%igen Ethanollösung fanden, ist aufgrund der unterschiedlich hohen Konzentration des Ethanol nur bedingt möglich. Die durch die Ethanolagerung hervorgerufene Dehydratation durch den osmotischen Gradienten ist bei einer Lagerung in einer Thymollösung nicht festzustellen. Dennoch sind in einer Thymollösung gelagerte, extrahierte Zähne in einem dehydrierteren Zustand als vitale Zähne in der Mundhöhle¹³², so dass auch hier in vitro leichter Schmelzschäden entstehen können als in vivo.

Bei einer Lagerung in einer 10%igen Formalinlösung treten bei Prämolaren in 14 % Schmelzfrakturen auf¹⁴⁸, was weniger häufig ist als die hier gefundene Schmelzfrakturnrate.

Die Zwischenlagerung (in destilliertem Wasser) für 24 Stunden nach dem Bekleben und Einbetten der Zähne, wie sie in der hier vorliegenden Arbeit durchgeführt wurde, ist sinnvoll, da die Scherfestigkeit in verschiedenen Studien in den ersten 24 Stunden nach dem Bracketkleben signifikant ansteigt^{130,177,207}. Dafür geben Wendl und Droschl²⁰⁷ als Grund an, dass die Polymerisation nach der Lichtinduktion weiter fortschreitet.

6.5.13 Einfluss der Ätzdauer auf die Scherfestigkeit

Die Scherfestigkeit wird durch die verwendete Säureart, Säurekonzentration und Ätzdauer bei der Schmelzkonditionierung beeinflusst^{11,27,29,71,117,131,156,158,197}.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Zähne für 60 Sekunden mit einer 37%igen Orthophosphorsäure angeätzt, um durch Mikroretentionen die Haftfestigkeit des Adhäsivs an der Zahnhartsubstanz zu verbessern. Durch das Anätzen des Schmelzes wird die Oberflächenenergie des Schmelzes erhöht¹⁷, wodurch die Benetzbarkeit verbessert wird. Durch Vorbehandlung mit Phosphorsäure wird die Verbundfestigkeit von Kunststoffen am Schmelz signifikant verbessert¹³⁰.

Die Kombination von 37%iger Phosphorsäure und 60-sekündiger Ätzzeit wird als akzeptierte und effektive Methode angesehen^{27,158,159,160,194}.

Seit der Arbeit von Buonocore²⁸ aus dem Jahr 1955 weiß man, dass durch die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit einer Säure die Haftfestigkeit eines kunststoffhaltigen Adhäsivs signifikant verbessert werden kann. Buonocore verwandte dafür eine 30 Sekunden lange Ätzung mit einer 85%igen Phosphorsäure. Seitdem wird über die optimale Ätzdauer und Ätzmittelkonzentration diskutiert.

Legler et al.¹¹⁷ schlussfolgerten in ihrer Arbeit, dass die Ätzmittelkonzentration keinen signifikanten Einfluss auf die erzielten Scherfestigkeiten hat, aber die Ätzdauer die Verbundfestigkeit signifikant beeinflusst. Storm¹⁸⁵ kam hingegen zu dem Ergebnis, dass Ätzdauer und Adhäsivsystem keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse bei der Bracketentfernung haben, wobei er ausschließlich den Bruchflächenverlauf bei der Bracketentfernung begutachtete und für seine Bewertung heranzog und nicht wie Legler¹¹⁷ gemessene Scherfestigkeiten seinem Urteil zugrunde legte.

Britton et al.²⁷ fanden, dass mit einer Ätzdauer von 15 Sekunden höhere Verbundkräfte erzielt werden als mit einer Ätzung für 60 Sekunden.

Auch diverse andere Studien berichten von klinisch akzeptablen Scherfestigkeiten durch eine Schmelzkonditionierung mit einer Ätzzeit von 15 Sekunden. So verglichen Olsen et al.¹⁴⁵ Ätzzeiten von 0, 5, 10, 15, 20 und 30 Sekunden und erkannten signifikant geringere Scherfestigkeiten in der 0-Sekunden- und 5-Sekunden-Gruppe. Klinisch akzeptable Scherfestigkeiten wurden ab einer Ätzdauer von 10 Sekunden erreicht. Sowohl Sheen et al.¹⁷⁸ als auch Sadowsky et al.¹⁶⁹ schlussfolgerten, dass es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Scherfestigkeit bei einer Ätzdauer von 15 Sekunden oder 60 Sekunden gibt. Sadowsky et al.¹⁶⁹ empfahlen daher, entweder die Ätzdauer oder die Säurekonzentration zu reduzieren, um einen unnötigen Verlust von Schmelz beim Ätzen zu vermeiden. Die genannten Studien^{27,169,178} kommen zu dem Ergebnis, dass eine Ätzdauer von 15 Sekunden ausreichend sei und klinisch akzeptable Scherfestigkeiten liefere. In einer Studie von Olsen et al.¹⁴⁵ wurde festgestellt, dass selbst mit einer Ätzdauer von nur 10 Sekunden klinisch akzeptable Scherfestigkeiten zu erreichen sind. Die mit den genannten Ätzdauern erreichten Scherfestigkeiten liegen über der von Reynolds¹⁶¹ empfohlenen Mindestscherfestigkeit. Mardaga und Shannon¹²³ erkannten bei ihren Untersuchungen, dass eine 30-sekündige Ätzdauer ausreichend ist. In ihrer Studie erfüllte die Gruppe mit 30-sekündiger Ätzung, die von Reynolds¹⁶¹ geforderte Mindestscherfestigkeit. Daher wurde diese Ätzdauer als ausreichend und klinisch akzeptabel angesehen. Die von Mardaga und Shannon¹²³ empfohlene Ätzdauer ist damit länger als in vielen anderen Studien^{27,145,169,178}.

Es ist denkbar, dass das verwendete Adhäsiv einen Einfluss auf die Ergebnisse hatte und somit die verlängerte Ätzdauer erklären kann, da in der Studie von Mardaga und Shannon¹²³ Endur als Adhäsiv verwendet wurde und nicht wie in den anderen Studien Concise™. Des Weiteren können die unterschiedlichen Versuchsaufbauten als Gründe für die empfohlene, längere Ätzdauer in Betracht gezogen werden, da bei Mardaga und Shannon¹²³ orthodontische Knöpfchen geklebt wurden und bei den anderen Studien Zwillingsbrackets verwendet wurden.

Wang und Lu²⁰⁵ untersuchten ebenfalls unterschiedlich lange Ätzzeiten. Dabei wurden Ätzdauern von 15 Sekunden bis 120 Sekunden verglichen. Hierbei erkannten sie keine signifikanten Unterschiede zwischen Ätzdauern von 15, 30, 60 und 90 Sekunden. Bei einer Ätzdauer von 120 Sekunden wurden sogar signifikant kleinere Scherfestigkeiten erreicht als bei kürzerer Ätzung.

Ferner gibt es eine Studie von Harari et al.⁷⁷, die mit dem Adhäsiv IntegraCem™ (ebenfalls bekannt als High-Q-Bond) auch an ungeätzttem Schmelz Scherfestigkeiten zwischen 6,7 und 10,8 MPa erzielten, die über der von Reynolds¹⁶¹ geforderten Mindestscherfestigkeit von 5,9 bis 7,8 MPa liegen. Gleichwohl erzielte die Kontrollgruppe (mit Schmelzätzung für 20 Sekunden) in der entsprechenden Studie signifikant höhere Scherfestigkeiten.

Durch die vorgestellten Studien lässt sich ableiten, dass die bisherige Standardätzdauer von 60 Sekunden hinterfragt werden kann, da auch mit weitaus kürzeren Ätzzeiten keine signifikant geringeren Scherkräfte erzielt wurden^{27,123,145,152,169,178,205}.

Man muss jedoch beachten, dass diese Ergebnisse bei In-vitro-Versuchen erzielt wurden, und es somit noch zu prüfen bleibt, ob mit einer verkürzten Ätzzeit auch in vivo gleich gute Ergebnisse erzielt werden können.

6.5.14 Einfluss der Ätzdauer auf das Ausmaß des Schmelzverlustes

Durch den Ätzvorgang ergibt sich auch immer ein gewisser Schmelzverlust. In der Literatur werden unterschiedlich hohe Schmelzverluste angegeben, was auch mit unterschiedlichen Studiendesigns und dadurch unterschiedlichen Säurekonzentrationen, Ätzzeiten und Messmethoden zusammenhängt.

In einer Studie von Gwinnett⁷⁴ wird der durchschnittliche Schmelzverlust nach einer zweiminütigen Ätzung mit 50%iger Phosphorsäure mit 5 bis 25 μm angegeben.

Fitzpatrick und Way⁶² sahen nach einer 90-sekündigen Ätzung mit 30%iger Phosphorsäure einen Schmelzverlust im Mittel von 9,9 μm . Weitere Studien geben für eine einminütige Ätzung mit Phosphorsäurekonzentrationen zwischen 30 % und 50 % einen Schmelzverlust zwischen 7 μm und 12 μm an^{158,182}.

Diedrich⁴⁹ erkannte dagegen einen Schmelzverlust nach Ätzen, Bracketentfernen und Reinigen von bis zu 160 μm . In einer weiteren Untersuchung stellte er fest, dass nach dem Ätzen und Kleben eine ungefähr 50 μm breite Zone starker Mikroverzahnung von Schmelz und Adhäsiv vorzufinden ist, wobei einzelne Ausläufer bis zu 170 μm tief in den Schmelz reichen^{48,51}.

Des Weiteren scheint die Länge des Ätzvorganges das Schmelzausrissverhalten bei der Bracketentfernung zu beeinflussen, da Wang und Lu²⁰⁵ bei ihrer Untersuchung feststellten, dass bei Ätzzeiten von über 30 Sekunden (Gruppen mit Ätzzeiten von 60, 90, 120 Sekunden) anscheinend leichter Schmelzfragmente bei der Bracketentfernung herausgelöst werden als bei Ätzzeiten von 15 oder 30 Sekunden. Dies kann mit einem stärkeren Verbund von Schmelz und Adhäsiv nach längerem Ätzen erklärt werden, wenn der Verbund so stark ist, dass die kohäsiven Kräfte des Schmelzes überschritten werden. Auch in der vorliegenden Arbeit wurde eine Ätzdauer von 60 Sekunden verwendet. Die Schmelzausrisse sind unter Berücksichtigung der Studie von Wang und Lu²⁰⁵ auch auf die verwendete Ätzdauer zurückzuführen.

Durch die nicht reduzierten Scherfestigkeiten bei verkürzten Ätzdauern^{27,123,145,169,178,205} und einem reduzierten Schmelzverlust bei verkürzter Ätzdauer^{62,74,158,182} sollte die in dieser Arbeit verwendete Ätzdauer von 60 Sekunden kritisch hinterfragt werden, da mit kürzeren Ätzdauern zum einen klinisch akzeptable Scherfestigkeiten erreicht werden und zum anderen die Höhe des Schmelzverlustes reduziert wird sowie das Schmelzausrissrisiko gesenkt werden kann.

6.5.15 Einfluss der Säurekonzentration auf die Scherfestigkeit

Auch die verwendete Säurekonzentration beeinflusst die Scherfestigkeiten^{11,27,28,71,117,131,156,158}. Hierbei ist die grundlegende Feststellung von Chow und Brown³⁸ zu beachten, wonach bei einer Phosphorsäurekonzentration, die kleiner als 27 % ist, vor allem Monocalcium-Phosphat-Dihydrat aus dem Schmelz herausgelöst wird. Dagegen wird bei Phosphorsäurekonzentrationen über 27 % vor allem Monocalcium-Phosphat-Monohydrat herausgelöst, das besser vom Schmelz abgespült werden kann als das oben erwähnte Monocalcium-Phosphat-Dihydrat. Von diesem Ergebnis ausgehend könnte man annehmen, dass Phosphorsäurekonzentrationen über 27 % den geringer konzentrierten Phosphorsäurelösungen überlegen sind. Eine Studie von Carstensen³³ zeigte jedoch, dass beim Vergleich des Ätzens mit einer 2%igen Phosphorsäurelösung und einer 37%igen Phosphorsäurelösung keine signifikanten Unterschiede zu verzeichnen waren. Hierbei muss berücksichtigt werden, dass beim Ätzen mit der 2%igen Phosphorsäurelösung bei der Bracketentfernung vorrangig ARI-Werte (ARI = adhesive remnant index⁸) von 0 oder 1 auftraten, was bedeutet, dass sehr wenig oder gar kein Adhäsiv nach der Bracketentfernung auf dem Zahn verbleibt. Dieses Verhalten bei der Bracketentfernung ist als positiv anzusehen, da hierdurch eine nachfolgende Entfernung des Restadhäsivs z. B. mit Hilfe von rotierenden Instrumenten und der damit verbundenen Möglichkeit einer Schmelzschädigung vermieden werden kann. Auch in weiteren Studien wurde festgestellt, dass mit sehr niedrigen Phosphorsäurekonzentrationen ähnliche Ergebnisse erzielt werden können wie mit höheren Konzentrationen. So stellten Soetopo et al.¹⁸³ fest, dass bei Schmelzkonditionierung mit einer 2%igen und einer 40%igen Phosphorsäurelösung ähnliche Zugfestigkeiten erzielt wurden. Gottlieb et al.⁷² fanden keine signifikanten Unterschiede bei den Zugkräften nach Schmelzkonditionierung mit einer 10%igen oder einer 60%igen Phosphorsäurelösung. In einer Studie von Zidan und Hill²¹² ergaben sich keine signifikanten Unterschiede nach einminütiger Ätzung mit verschiedenen stark konzentrierten Phosphorsäurelösungen (2 %, 5 %, 35 %). Das gleiche Ergebnis zeigt ein Vergleich von Phosphorsäurelösungen (5 %, 15 %, 37 %) durch Legler et al.¹¹⁷. Im Gegensatz dazu steht eine Studie von Retief¹⁵⁵, der eine Phosphorsäurekonzentration von 50 % als optimal ansieht.

Man muss jedoch auch beachten, dass das Ätzen mit geringen Säurekonzentrationen (2 % oder 5 %) den totalen Verlust der oberflächlichen Schmelzschicht zu reduzieren

scheint^{117,122,191,212}. Unter Berücksichtigung der genannten Studienergebnisse scheint eine Reduktion der Säurekonzentration ähnlich gute, klinisch akzeptable Scherkräfte zu erzielen und dabei den Schmelzverlust durch das Ätzen zu verringern.

Neben der Reduzierung der Säurekonzentration der Phosphorsäure stellt die Verwendung anderer Säuren, wie zum Beispiel der Maleinsäure eine Alternative dar¹⁰.

Andere alternative Schmelzkonditionierungsverfahren mit Sulfationen enthaltenden Lösungen wurden aufgrund der nicht akzeptablen Verlustraten von Årtun und Bergland⁸ nicht für eine klinische Anwendung empfohlen.

Wenn nach der Konditionierung mit gering konzentrierten Säuren ähnlich hohe Scherfestigkeiten erreicht werden wie nach Konditionierung mit höher konzentrierten Säuren, werden bei Verwendung der zwei unterschiedlich hohen Säurekonzentrationen auch ähnlich hohe Belastungen auf den Schmelz bei der Bracketentfernung wirken, wodurch eine Reduzierung des Schmelzfrakturrisikos durch Reduzierung der Säurekonzentration fraglich bleibt.

7 Schlussfolgerungen

Die Scherfestigkeiten der Fascination[®]2-Brackets sind signifikant kleiner als die der Fascination[®]-Brackets. Die durch die Abstandshalter der Fascination[®]2-Brackets eingestellte, vergrößerte Adhäsivschichtstärke führt zu einer Reduktion der Scherfestigkeiten. Die Schmelzausrisse sind allerdings bei den Fascination[®]2-Brackets häufiger als bei den Fascination[®]-Brackets. Die Reduktion der Scherfestigkeit geht also nicht mit einer Verringerung der Schmelzschäden einher.

Die Fascination[®]-Brackets zeigen häufiger Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv als die Fascination[®]2-Brackets, die mehr kombinierte Bruchflächenverläufe zeigen als die Fascination[®]-Brackets. Dadurch können auch die selteneren Schmelzausrisse der Fascination[®]-Brackets im Vergleich zu den Fascination[®]2-Brackets erklärt werden, da bei den Fascination[®]-Brackets häufiger als bei den Fascination[®]2-Brackets der Bruchflächenverlauf von der Schmelzoberfläche entfernt liegt.

Eine Reduzierung der Noppenanzahl oder ein Wechsel zu einer mechanischen Retention können womöglich das Schmelzausrissverhalten der Fascination[®]2-Brackets verbessern.

Die Lagerung der verwendeten Zähne hatte einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse, so zeigten in Thymol gelagerte Zähne zum einen höhere Scherfestigkeiten als in Ethanol gelagerte Zähne und zum anderen seltener Schmelzausrisse als in Ethanol gelagerte Zähne.

Bei Anwendung von Mindestkriterien für die klinische Bewertung unterschiedlicher Kombinationen aus Bracket, Adhäsiv und Polymerisationslampe können die Adhäsive Transbond[™] XT und ConTec Duo sowie alle in dieser Studie verwendeten Polymerisationsgeräte für den klinischen Einsatz empfohlen werden.

8 Zusammenfassungen

8.1 Zusammenfassung

Festsitzende Apparaturen sind ein fester Bestandteil der kieferorthopädischen Therapie. Durch die immer größer werdende Nachfrage der Patienten nach unauffälligen Geräten kamen zu den aus Metall gefertigten Brackets u. a. solche aus Keramik.

Keramikbrackets bieten eine hohe Farbstabilität und eine gute Ästhetik, hohe Verbundfestigkeiten sowie eine geringe Verformungstendenz, stehen aber auch in dem Ruf, bei der Bracketentfernung mit einem erhöhten Schmelzausrissrisiko einherzugehen. Gerade bei silanisierten Bracketbasen, die beim Abscheren zu sehr hohen Scherkräften führen können, scheint die Bracketentfernung mit einem erhöhten Risiko für Schmelzschäden assoziiert zu sein.

Dentaurum hat mit dem Ziel eines verbesserten Abscherverhaltens die seit Jahren bewährten Fascination[®]-Brackets mit Abstandshaltern versehen und nennt dieses Produkt Fascination[®]2.

Durch die vorliegende Arbeit sollten:

1. die Scherfestigkeiten der Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets miteinander verglichen werden,
2. das Abscherverhalten hinsichtlich des Auftretens von Schmelzausrissen begutachtet werden und
3. der Bruchflächenverlauf der beiden Brackettypen verglichen werden.

Es wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Die Scherfestigkeiten der beiden untersuchten Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 unterscheiden sich voneinander.
2. Durch die unterschiedlichen Scherfestigkeiten bei den Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets unterscheiden sich die Schmelzfrakturraten der beiden Brackettypen.
3. Die Bruchflächenverläufe der Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 unterscheiden sich aufgrund des unterschiedlichen Bracketbasisdesigns.

4. Die Scherfestigkeiten der lichthärtenden Adhäsive (ConTec LC, Transbond™ XT) unterscheiden sich von den Scherfestigkeiten des dualhärtenden Adhäsivs (ConTec Duo).
5. Die unterschiedlichen Polymerisationslampen (ConTec Light, Plasmalampe der Firma ADT, Elipar™ FreeLight) haben keinen Einfluss auf die Scherfestigkeiten der mit ihnen geklebten Brackets.

Es wurden drei Adhäsive (ConTec LC, ConTec Duo sowie Transbond™ XT) und drei Polymerisationslampen (Halogenlampe ConTec Light, Plasmalampe der Firma ADT und LED-Lampe Elipar™ FreeLight) verwendet, um deren Effekt auf Scherfestigkeit, Abscherverhalten und Bruchflächenverlauf zu ermitteln.

Dazu wurden 360 in 96%igem Ethanol gelagerte Zähne (180 obere erste Prämolaren, 180 untere Schneidezähne) sowie 360 in 0,1%iger Thymollösung gelagerte Zähne (180 obere erste Prämolaren, 180 untere Schneidezähne), also insgesamt 720 Zähne, je zur Hälfte mit Fascination®-Brackets und Fascination®2-Brackets beklebt.

Alle Zähne wurden für 60 Sekunden mit 37%iger Phosphorsäure (ConTec Etch, Dentaurum) geätzt. Die Polymerisationszeiten betragen bei der Halogenlampe 20 Sekunden und sowohl bei der Plasmalampe als auch bei der LED-Lampe 10 Sekunden. Die beklebten Zähne wurden mittels einer Klebelehre in zuvor angefertigte Probekörper aus Polyurethan (ebafloft, ebalta Kunststoff GmbH) mit der Polyurethangießmasse SG130/PUR 11 (ebalta Kunststoff GmbH) eingebettet und bis zum Abscheren der Brackets (24 Stunden \pm ½ Stunde später) in destilliertem Wasser bei Raumtemperatur gelagert.

Das Abscheren erfolgte mit der Universalprüfmaschine 464 L der Firma Erichsen mit einer 500 N-Kraftmessdose (Erichsen) und einer Abschervorrichtung gemäß ISO Spezifikation TC 106/SC2/WG16⁸⁸ mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min.

Anschließend wurde bei 10- und 40-facher Vergrößerung bewertet, ob es zu einem Schmelzausriss gekommen war. Die Größe des vorhandenen Schmelzausrisses wurde dabei geschätzt und wie folgt eingeteilt in:

- Größe der Fläche des Schmelzausrisses \leq 1/3 der Bracketbasisfläche,
- Größe der Fläche des Schmelzausrisses \leq 2/3 der Bracketbasisfläche aber $>$ 1/3 der Bracketbasisfläche und in

- Größe der Fläche des Schmelzausrisses $> 2/3$ der Bracketbasisfläche.

Zusätzlich wurden die Bruchflächen nach *Pies et al.* bewertet.

Diese Auswertung teilt die Brüche ein in:

- Brüche zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv (Code 1),
- Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv (Code 2) und
- Kombinationen aus den beiden ersten Bruchtypen (Code 3).

Vollständig im Adhäsiv verlaufende Brüche wurden dem Code 2 zugeordnet, da auch bei diesen Brüchen das Adhäsiv auf einer der Bracketbasis entsprechenden Fläche auf der Zahnoberfläche verbleibt und somit später noch vom Zahn entfernt werden muss.

Die statistische Auswertung und grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS16.0 (SPSS GmbH) für Personalcomputer.

Bei der Auswertung der Ergebnisse wurden nichtparametrische Tests (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test) unter Berücksichtigung der Einflussfaktoren Zahntyp, Lagerungsart, Brackettyp, Adhäsivtyp und Art der Polymerisationslampe durchgeführt.

Zusätzlich wurden folgende klinische Qualitätskriterien aufgestellt, um jene Materialkombinationen herauszufiltern, die allen klinischen Ansprüchen genügen:

1. Scherkraft aller Proben > 7 MPa,
2. möglichst keine/geringe Schmelzausrisse und
3. Bruchflächenverlauf möglichst zwischen Zahn und Adhäsiv.

Es wurden folgende Ergebnisse festgestellt:

- Die Scherfestigkeiten der beiden untersuchten Zahntypen unterscheiden sich nicht signifikant ($p = 0,416$).
- Die Scherfestigkeiten der Fascination[®]2-Brackets sind signifikant kleiner als die der Fascination[®]-Brackets ($p = 0,003$). Die Hypothese 1 wurde dadurch bestätigt.
- Die unterschiedliche Lagerung hat einen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeit. Die in 0,1%iger Thymollösung gelagerten Zähne zeigten eine signifikant größere Scherfestigkeit als die in Alkohol gelagerten Zähne ($p < 0,001$).

- ConTec Duo ergab signifikant geringere Scherfestigkeiten als ConTec LC ($p = 0,001$). Für diese beiden Adhäsive trifft die Hypothese 4 zu. Für die anderen Adhäsive konnte die Hypothese 4 nicht bestätigt werden.
- Die 10-sekündige Polymerisation mit der Elipar™ FreeLight lieferte signifikant geringere Scherfestigkeiten als die 10-sekündige Polymerisation mit der Plasmalampe ($p = 0,012$) oder die 20-sekündige Polymerisation mit der Halogenlampe ConTec Light ($p = 0,012$). Die Hypothese 5 muss aufgrund der vorliegenden Ergebnisse abgelehnt werden.
- Bei den Schmelzausrissen zeigte sich, dass die in 0,1%iger Thymollösung gelagerten Zähne signifikant weniger Schmelzausrisse aufwiesen als die in 96%igem Ethanol gelagerten Zähne ($p < 0,001$).
- Die unteren Schneidezähne wiesen signifikant weniger Schmelzausrisse auf als die oberen ersten Prämolaren ($p = 0,046$).
- Die untersuchten Fascination®-Brackets hatten signifikant weniger/kleinere Schmelzausrisse als die untersuchten Fascination®2-Brackets ($p = 0,012$). Die Hypothese 2 wurde damit bestätigt.
- Bei den Adhäsiven und Polymerisationslampen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Schmelzausrissverhaltens.
- Bei der Begutachtung des Bruchflächenverlaufs zeigte sich, dass die Art der Lagerung, der Zahntyp und die verwendete Polymerisationslampe keinen signifikanten Einfluss hatten.
- Die Fascination®-Brackets wiesen signifikant mehr Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv auf als die Fascination®2-Brackets ($p = 0,046$). Bei den Fascination®2-Brackets traten mehr kombinierte Bruchflächenverläufe (Bruch zwischen Zahn und Adhäsiv kombiniert mit Bruch zwischen Bracketbasis und Adhäsiv) auf als bei den Fascination®-Brackets. Die Hypothese 3 konnte dadurch bestätigt werden.
- Transbond™ XT ergab signifikant mehr Brüche zwischen Zahn und Adhäsiv als ConTec LC ($p = 0,003$).

Auf der Basis der oben beschriebenen Qualitätskriterien ergab sich ein Pool von Untergruppen, die diese geforderten Parameter alle zufrieden stellend erfüllten. Dazu gehören die Materialkombinationen:

- ConTec Duo/Plasmalampe/Fascination[®]-Brackets,
- Transbond[™] XT/Halogenlampe /Fascination[®]-Brackets und
- Transbond[™] XT/LED-Lampe/Fascination[®]-Brackets.

Nur Materialkombinationen mit Fascination[®]-Brackets erfüllten alle geforderten Parameter.

Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass trotz signifikant geringerer Scherkräfte bei den Fascination[®]2-Brackets keine signifikant geringeren Schmelzausrissraten bei den Fascination[®]2-Brackets festgestellt wurden, was daran liegen könnte, dass durch die Abstandshalter beim Abscheren an den Abstandshaltern Kraftmaxima entstehen.

8.2 Summary

Fixed appliances are a confirmed part of orthodontic therapy. Ceramic brackets were added to brackets made of stainless steel to satisfy the patients' requirements for unobtrusive appliances. Ceramic brackets offer a high stability against discoloration and distortion. They provide high bond strengths, but they are also reputed to have an increased risk of enamel fracture during debonding. The debonding, especially of ceramic brackets with silanized bracket bases, which obtain very high bond strengths, seems to be associated with an increased risk of enamel fracture. Dentaforum has provided their established Fascination[®] brackets with spacers which cause an augmented adhesive layer thickness to improve the debond characteristics. This new bracket is called Fascination[®]2.

The purpose of the present study is the comparison of the Fascination[®] with the Fascination[®]2 brackets concerning:

1. shear bond strengths,
2. risk of enamel fracture, and
3. fracture sites.

The following hypotheses were proposed.

1. The shear bond strengths of the Fascination[®] and the Fascination[®]2 brackets are different.
2. The risk of enamel fractures of the Fascination[®] and the Fascination[®]2 brackets is different due to differing shear bond strengths.
3. The fracture sites of the Fascination[®] and the Fascination[®]2 brackets are different due to their differing bracket base designs.
4. The shear bond strengths of the light curing adhesives (ConTec LC, Transbond[™] XT) differ from those of the dualcuring adhesive (ConTec Duo).
5. The light curing units (ConTec Light, plasma arc curing unit from ADT, Elipar[™] FreeLight) have no impact on the shear bond strengths.

Three adhesives (ConTec LC, ConTec Duo and Transbond[™] XT) and three curing units (Halogen light curing unit ConTec Light, plasma arc curing unit from ADT and LED light Elipar[™] FreeLight) were employed in this study to detect potential influences of these parameters on shear bond strength, debond behaviour and failure site.

360 teeth (180 first upper bicuspid and 180 lower incisors) were stored in a 96% ethanol-solution, and 360 teeth (180 first upper bicuspid and 180 lower incisors) were stored in a 0.1% thymol-solution. This total of 720 teeth were bonded one half each with Fascination[®] and Fascination[®]2 brackets. Each tooth was etched for 60 seconds with a 37% phosphoric acid solution (ConTec Etch). The adhesives were cured for 20 seconds when the halogen light was used, and 10 seconds when the LED light or plasma arc curing unit was used.

Specimens of resin matrix ebaflott (ebalta Kunststoff GmbH, Rothenburg/Tauber, Germany) were produced. The teeth with bonded brackets were embedded in these ebaflott-specimens using the resin matrix SG130/PUR 11. The specimens with embedded teeth were stored in distilled water for 24 hours ($\pm \frac{1}{2}$ hour) until debonding. The debonding was carried out with the debonding-device according to ISO-specification TC 106/SC2/WG16⁸⁸, by using a universal testing machine (464 L, Erichsen, Wuppertal, Germany) with a crosshead speed of 1 mm per minute. The evaluation of the enamel surface was carried out afterwards using a stereomicroscope (10x and 40x magnification).

The size of the enamel fractures were estimated and subdivided into the following groups:

- size of the enamel fracture surface $\leq 1/3$ of the bracket base surface;
- size of the enamel fracture surface $\leq 2/3$ of the bracket base surface but $> 1/3$ of the bracket base surface; and
- size of the enamel fracture surface $> 2/3$ of the bracket base surface.

In addition, the failure sites were subdivided according to the index of Pies et al. into the following groups:

- failure site between tooth surface and adhesive (code 1);
- failure site between bracket base surface and adhesive (code 2); and
- failure site combination of code 1 and code 2 (code 3).

Fractures which occurred completely in the adhesive were added to code 2, because these fractures also left adhesive on the enamel surface in an area which was as large as the bracket base area. This adhesive had to be removed afterwards.

The statistical analysis and the graphical presentation were made with the SPSS16.0 software for personal computers. Non parametric tests (Kruskal-Wallis test, Mann-Whitney-U test) were used.

In addition to the non-parametric tests, the following clinical quality criteria were established to find the material combinations which met all our clinical requirements:

1. shear bond strengths of all specimens > 7 MPa;
2. enamel fractures, which are as small as possible or no enamel fractures; and
3. fracture sites between tooth and adhesive.

The following results were found.

- No significant difference in shear bond strength was found between the different types of tooth ($p = 0.416$).
- The Fascination[®]2 brackets provide significantly lower shear bond strengths than Fascination[®] brackets ($p = 0.003$). These results confirm hypothesis 1.
- The teeth stored in 0.1% thymol solution showed significantly higher shear bond strength than the teeth stored in 96% ethanol ($p < 0.001$).
- ConTec Duo provided significantly lower bond strength than ConTec LC ($p = 0.001$). Hypothesis 4 can be confirmed only for these two adhesives.

- The 10 second curing, using the LED-light Elipar™ FreeLight, offers significantly lower bond strength than the 10 second curing, using the plasma arc curing unit of American Dental Technologies ($p = 0.012$), or the 20 second curing with the halogen light ConTec Light ($p = 0.012$). Based on these results, hypothesis 5 is rejected.
- The teeth stored in 0.1% thymol solution showed significantly less enamel fractures than the teeth stored in 96% ethanol solution ($p < 0.001$).
- The lower incisors offered significantly less enamel fractures than the first upper bicuspids ($p = 0.046$).
- Fascination® brackets showed significantly less/smaller enamel fractures than Fascination®2 brackets ($p = 0.012$). This confirms hypothesis 2.
- No significant differences with regard to enamel fractures were found using the different adhesives and curing units.
- Fracture sites were not influenced by storage media, types of teeth or curing units.
- Fascination® brackets showed significantly more fractures between the bracket base and adhesive than Fascination®2 brackets ($p = 0.046$). Fascination®2 brackets offered more combined fracture sites (fractures between tooth and adhesive, plus fractures between bracket base and adhesive) than Fascination® brackets. These results confirm hypothesis 3.
- Transbond™ XT produced significantly more fractures between the tooth surface and adhesive than ConTec LC ($p = 0.003$).

The following combinations of materials fulfilled the required quality criteria:

- ConTec Duo/plasma arc curing unit/Fascination® brackets;
- Transbond™ XT/halogen curing unit/Fascination® brackets; and
- Transbond™ XT/LED curing unit/Fascination® brackets.

Only material combinations with Fascination® brackets fulfilled all the required parameters.

In spite of reduced shear bond strength, the Fascination®2 brackets did not show significantly fewer enamel fractures, possibly caused by peaks of force, which occur under the spacers if shear forces are applied.

9 Literatur

1. 3M Unitek. Sicherheitsdatenblatt Transbond XT Primer gemäß Verordnung Nr. 1907/2006.
2. ADA division of science. Visible light-curing unit. *J Am Dent Assoc* 2002;133:1429-1431.
3. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosth Dent* 1995;73:464-470.
4. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. *World J Orthod* 2004;5:250-253.
5. Alexandre P, Young JL, Sandrik JL, Bowman D. Bond strength of three orthodontic adhesives. *Am J Orthod* 1981;79:653-660.
6. Al-Munajed MK, Gordon PH, McCabe JF. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: an ex-vivo study. *J Orthod* 2000;27:255-260.
7. Årtun J. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. *Eur J Orthod* 1997;19:219-228.
8. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984;85:333-340.
9. Barghi, N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private practice. *J Am Dent Assoc* 1994;25:992-996.
10. Barkmeier WW, Erickson RL. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond multi-purpose. *Am J Dent* 1994;7:175-179.
11. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. Effects of enamel etching time on bond strength and morphology. *J Clin Orthod* 1985;19:36-38.
12. Bauer Y, Hickel R, Voß A. In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von mit Glasionomerzement befestigten Bracketbasen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48:543-547.
13. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002;72:199-202.
14. Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:253-257.

15. Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:242-248.
16. Bishara SE, Fonseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod* 1994;64:277-282.
17. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:80-87.
18. Bishara SE, Olsen ME, von Wald L. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:552-559.
19. Bishara SE, Olsen ME, von Wald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:86-92.
20. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod* 2005;75:237-242.
21. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:263-273.
22. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962;64:378-387.
23. Bowser Fajen V, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF, Angolkar PV. An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:316-322.
24. Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:262-266.
25. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching on young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod* 1982;82:379-383.
26. Brännström M, Nordenvall KJ, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod* 1978;74:522-530.
27. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:348-353.

28. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-853.
29. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963;67:382-391.
30. Buzzitta VA, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod* 1982;81:87-92.
31. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann P-G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angle Orthod* 2005;75:386-391.
32. Cacciafesta V, Süßenberger U, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1998;20:177-187.
33. Carstensen W. Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets. *Angle Orthod* 1993;63:221-224.
34. Carter RN. Clinical management of ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1989;23:807-809.
35. Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. 2007;77:100-107.
36. Chaconas SJ, Caputo AA, Niu GS. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. *Angle Orthod* 1991;61:35-42.
37. Chen C-S, Hsu M-L, Chang K-D, Kuang S-H, Chen P-T, Gung Y-W. Failure analysis: Enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2008;78:1071-1077.
38. Chow LC, Brown WE. Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *J Dent Res* 1973;52:1158.
39. Cook PA. Direct bonding with glass ionomer cement. *J Clin Orthod* 1990;8:509-511.
40. Cook PA, Luther F, Youngson CC. An in vitro study of the bond strength of light-cured glass ionomer cement in the bonding of orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 1996;18:199-204.
41. Cook PA, Youngson CC. An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1988;15:247-253.

42. Cooley RL, Tseng EY, Evans JG. Evaluation of a 4-META porcelain repair system. *J Esthet Dent* 1991;3:11-13.
43. Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR. Bond strength following the application of chlorhexidine on etched enamel. *Angle Orthod* 1997;67:169-172.
44. Dentaforum. EG-Sicherheitsdatenblatt gemäß 91/155/EWG Nummer: 163-510.
45. Dentaforum. EG-Sicherheitsdatenblatt gemäß 91/155/EWG Nummer: 163-520.
46. Deutsches Institut für Normung e.V.. DIN 13990-2: Zahnheilkunde – Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente – Teil 2: Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz. Berlin: Beuth, 2009.
47. Dickinson PT, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod* 1980;78:630-639.
48. Diedrich P. Die Bracketentfernung und anschließende Schmelzpolitur - eine rasterelektronenmikroskopische Studie. *Fortschr Kieferorthop* 1980;41:491-502.
49. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod* 1981;79:500-522.
50. Diedrich P. Bracket-Adhäsivtechnik. In: Diedrich P (Hrsg). *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde*. 4. Aufl. München: Urban&Fischer 2000:169-188.
51. Diedrich P, Schwarze CW. Acid etching technique problems in splinting using composite interdental bridges and the bracket adhesive technique. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980;35:690-695.
52. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:397-404.
53. Eberhard H, Hirschfelder U, Nkenke E, Boulouchou O, Martus P. An in-vitro study of the bonding and fracture pattern of light-hardening, fluoride-releasing bonding materials in metal brackets. *Fortschr Kieferorthop* 1994;55:304-310.
54. Eichner K, Kappert HF. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung*. 7. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2000:193.
55. Eliades T, Eliades G, Bradley TG, Watts DC. Degree of cure of orthodontic adhesives with various polymerization initiation modes. *Eur J Orthod* 2000;22:395-399.
56. Eliades T, Johnston WM, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:11-19.

57. Eliades T, Katsavrias E, Eliades G. Moisture-insensitive adhesives: reactivity with water and bond strength to wet and saliva-contaminated enamel. *Eur J Orthod* 2002;24:35-42.
58. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:369-375.
59. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *Am J Orthod* 1985;87:508-512.
60. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:265-272.
61. Ferguson JW, Read MJ, Watts DC. Bond strengths of an integral bracket-base combination: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1984;6:267-276.
62. Fitzpatrick DA, Way DC. The effects of wear, acid etching, and band removal on human enamel. *Am J Orthod* 1977;72:671-681.
63. Forsberg CM, Hagberg C. Shear bond strength of ceramic brackets with chemical or mechanical retention. *Br J Orthod* 1992;19:183-189.
64. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 1992;7:265-269.
65. Fujita N, Itoh T, Matsumoto M, Caputo AA. Bonding of light-cured glass ionomer cement to polycarbonate resin treated with experimental primers. *Angle Orthod* 2000;70:357-365.
66. Gängler P, Arnold WH. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2005:179-180.
67. Gautam P, Valiathan A. Ceramic Brackets: In search of an ideal. *Trends Biomater Artif Organs* 2007;20:122-126.
68. Gerhardt K. Lingualtechnik. In: Diedrich P (Hrsg). *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde*. 4. Aufl. München: Urban&Fischer 2000:233-245.
69. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:575-582.
70. Göbel M. In-vitro-Untersuchung kieferorthopädischer Haftverbundsysteme mit Scher- und Zugkräften unter dem Aspekt standardisierter Prüfverfahren. *Med Diss Freiburg* 2003.

71. Gorelick L. Bonding metal brackets with self polymerizing sealant-composite: a 12-month assessment. *Am J Orthod* 1977;71:542-553.
72. Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent* 1982;48:48-51.
73. Guess MB, Watanabe LG, Beck FM. The effect of silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *J Clin Orthod* 1988;22:788-792.
74. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 1971;16:731-738.
75. Gwinnett AJ. A comparison of shear bond strength of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;97:121-125.
76. Hajrassie MKA, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:384-390.
77. Harari D, Gillis I, Redlich M. Shear bond strength of a new dental adhesive used to bond brackets to unetched enamel. *Eur J Orthod* 2002;24:519-523.
78. Harris AM, Joseph VP, Rossouw E. Comparison of shear bond strengths of orthodontic resins to ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod* 1990;24:725-728.
79. Harris AM, Joseph VP, Rossouw E. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:215-219.
80. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004;26:435-441.
81. Hasund A, Rudzki-Janson I, Bingler P. Edgewise-Technik: Standard-Edwise und Straight-wire-System. In: Diedrich P (Hrsg). *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde*. 4. Aufl. München: Urban&Fischer 2000:189-220.
82. Hatibovic-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glassionomer in vivo and in vitro. *Swed Dent J* 1991;15:253-258.
83. Haydar B, Sarikaya S, Cehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod* 1999;69:457-462.
84. Hellwig E, Klimek J, Attin T. *Einführung in die Zahnerhaltung*. 4. Aufl. München: Urban&Fischer, 2006:165.
85. Hofmann N, Denner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent* 2003;31:383-393.

86. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig* 2000;4:140-147.
87. Huang TH, Kao CT. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *Eur J Orthod* 2001;23:433-439.
88. International Organization for Standardization. ISO TC 106/SC2/WG16. Genf, Schweiz.
89. Ivoclar Vivadent. Produktdossier: Produktfamilie «bluephase®». Schaan, Liechtenstein, 2007.
90. Iwamoto H, Kawamoto T, Kinoshita T. Bond strength of new ceramic brackets as studied in vitro. *J Dent Res* 1987;67:928 (Abstract).
91. Jahn K, Melle B, Schellenberger C. Kleingeräte für die Praxis: Polymerisationslampen. *Dentalzeitung* 2004 (2):16-24.
92. Jähnig A, Henkel S. Glasionomermemente als kieferorthopädische Bracketkleber. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:204-207.
93. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:121-125.
94. Jost-Brinkmann P-G, Böhme A. Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. *J Adhes Dent* 1999;1:243-253.
95. Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R, Kluska M. Vergleich der Friktion von Brackets aus Stahl und aus Keramik in Kombination mit verschiedenen Drähten. *Prakt Kieferorthop* 1992;6:269-278.
96. Jost-Brinkmann P-G, Schiffer A, Miethke R-R. The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. *J Clin Orthod* 1992;26:718-720.
97. Jost-Brinkmann P-G, Stein H, Miethke R-R, Nakata M. Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:410-417.
98. Kahl B, König A, Hilgers RD, Schwarze CW. Ethyl cyanoacrylate (Cyano-Veneer) as an orthodontic bracket adhesive. A comparative in-vitro study with Cyano-Veneer and a conventional orthodontic bracket adhesive. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:263-267.

99. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998;79:508-513.
100. Kapur-Wadhwa R, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. *Aust Orthod J* 2004;20:25-30.
101. Katona TR. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod* 1997;67:39-46.
102. Kawasaki M, Hayakawa T, Takizawa T, Sirirungrojying S, Saitoh K, Kasai K. Assessing the performance of a methyl methacrylate-based resin cement with self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2003;73:702-709.
103. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:261-265.
104. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:261-265.
105. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater* 2005;21:391-396.
106. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:309-315.
107. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G, MacDonald A. Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:60-64.
108. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod* 2000;27:39-46.
109. Komori A, Ishikawa H. The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs. light-cured resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:139-145.
110. Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:258-266.
111. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996;76:119-124.

112. Lacy AM, Laluz J, Watanabe LC, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent* 1988;60:288-291.
113. Larmour CJ, McCabe JF, Gordon PH. An ex vivo investigation into the effects of chemical solvents on the debond behaviour of ceramic brackets. *Br J Orthod* 1998;25:35-39.
114. Larmour CJ, McCabe JF, Gordon PH. Notching of orthodontic bonding resin to facilitate ceramic bracket debond - an ex vivo investigation. *Br J Orthod* 1998;25:289-291.
115. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, et al. Using of extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strength. *J Am Dent Assoc* 2007;138:1599-1603.
116. Lee RT. How to... debond Clarity brackets with ease. *J Orthod* 2005;32:269-271.
117. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:485-492.
118. Lew KK, Chew CL, Lee KW. A comparison of shear bond strengths between new and recycled ceramic brackets. *Eur J Orthod* 1991;13:306-310.
119. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Mil Med* 2000;165:742-746.
120. Loftus BP, Årtun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 2001;23:253-261.
121. Machen DE. Legal aspects of orthodontic practice: risk management concepts, ceramic bracket update. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;89:194-205.
122. Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC. Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 1984;51:495-498.
123. Mardaga WJ, Shannon IL. Decreasing the depth of etch for direct bonding in orthodontics. *J Clin Orthod* 1982;16:130-132.
124. Maskeroni AJ, Meyers CE Jr, Lorton L. Ceramic bracket bonding: a comparison of bond strength with polyacrylic acid and phosphoric acid enamel conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:168-175.

125. Mavropoulos A, Cattani-Lorente M, Krejci I, Staudt CB. Kinetics of light-cure bracket bonding: Power density vs. exposure duration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:543-547.
126. Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *Eur J Orthod* 2005;27:408-412.
127. Meguro D, Hayakawa T, Kawasaki M, Kasai K. Shear bond strength of calcium phosphate ceramic brackets to human enamel. *Angle Orthod* 2006;76:301-305.
128. Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:290-297.
129. Mimura H, Deguchi T, Obata A, Yamagishi T, Ito M. Comparison of different bonding materials for laser debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:267-273.
130. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod* 1971;59:350-361.
131. Mulholland RD, DeShazer DO. The effect of acidic pre-treatment solutions on the direct bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 1968;38:236-243.
132. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:635-641.
133. Murray GA, Yates JL. A comparison of the bond strengths of composite resins and glass ionomer cements. *J Pedod* 1984;8:172-177.
134. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in adhesion test. *J Dent Res* 1983;62:1076-1081.
135. Nedwed V, Kossack K-H, Dietrich K, Jost-Brinkmann P-G. Plasma- oder Halogenlampe zum indirekten Befestigen von Brackets – Eine In-vivo-Studie. *Kieferorthop* 2004;18:255-262.
136. Neugebauer S, Jost-Brinkmann P-G, Pätzold B, Cacciafesta V. Plasma versus halogen light: the effect of different light sources on the shear bond strength of brackets. *J Orofac Orthop* 2004;65:223-236.
137. Neumann MG, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005;33:525-532.

138. Newman GV. Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *J New Jersey D Soc* 1964;346-358.
139. Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod* 1980;78:99-108.
140. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M. Super pulse CO₂ laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod* 1999;21:193-198.
141. Ødegaard J. Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1989;23:632-635.
142. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:201-206.
143. Ødegaard J, Segner D. The use of visible light-curing composites in bonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:188-193.
144. Oesterle, LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:610-616.
145. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:403-409.
146. Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod* 1997;67:179-182
147. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA Jr. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:251-258.
148. Owens SE Jr, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 2000;70:352-356.
149. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17:430-444.
150. Pettemerides AP, Sherriff M, Ireland AJ. An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 2004;26:537-577.
151. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod* 2001;71:141-148.
152. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod* 1997;3:147-156.

153. Redd TB, Shivapuja PK. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *J Clin Orthod* 1991;25:475-481.
154. Regan D, van Noort R. Bond strengths of two integral bracket-base combinations: an in vitro comparison with foil-mesh. *Eur J Orthod* 1989;11:144-153.
155. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973;52:333-341.
156. Retief DH. A comparative study of three etching solutions: effects on contact angle, rate of etching and tensile bond strength. *J Oral Rehabil* 1974;1:381-390.
157. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974;1:265-284.
158. Retief DH. The use of a 50 percent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: a rational approach. *Am J Orthod* 1975;68:165-178.
159. Retief DH. The mechanical bond. *Int Dent J* 1978;28:18-27.
160. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod* 1970;58:21-40.
161. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1979;2:171-178.
162. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic brackets – a comparative study of adhesives. *Br J Orthod* 1976;3:143-146.
163. Rezk-Lega F, Øgaard B. Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets. An in vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:357-361.
164. Rosenbach G, Cal-Neto JP, Oliveira SR, Chevitaresh O, Almeida MA. Effect of enamel etching on tensile bond strength of brackets bonded in vivo with a resin-reinforced glass ionomer cement. *Angle Orthod* 2007;77:113-116.
165. Russell DA, Meiers JC. Shear bond strength of resin composite to Dicor treated with 4-META. *Int J Prosthodont* 1994;7:7-12.
166. Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod* 2005;32:146-163.
167. Sachs L, Hedderich J. *Angewandte Statistik*. 12. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer 2006.
168. Sadat-Khonsari R, Moshtaghy A, Schlegel V, Kahl-Nieke B, Möller M, Bauss O. Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study. *J Orofac Orthop* 2004;65:26-33.

169. Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernandez-Orsini R, Rape WG, Bradley EL. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:417-421.
170. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J* 2003;9:201-207.
171. Schiffer A, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Die Zugfestigkeit von Bracketklebungen in Abhängigkeit von der Kleberschichtstärke — eine In-vitro-Untersuchung. *Fortschr Kieferorthop* 1992;53:297-303.
172. Schmohl LW, Swedlow DB, Johnson LE. Orthodontic direct bonding systems: in vivo vs. in vitro joint strength comparisons. *Am J Orthod* 1975;67:461-462.
173. Schopf P. Curriculum Kieferorthopädie Bd. II. 3.Aufl. Berlin: Quintessenz 2000:486,497-499.
174. Schroeder HE. Orale Strukturbiologie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenkes. 4. Aufl. Stuttgart: Thieme, 1992:73.
175. Schumacher G-H. Odontographie: Anatomie der Zähne und des Gebisses. 5. Aufl. Heidelberg: Hüthig, 1995:45,63.
176. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:30-35.
177. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:74-82.
178. Sheen DH, Wang WN, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod* 1993;63:225-230.
179. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing. Part I. An in vitro study. *Am J Orthod* 1986;89:21-27.
180. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing. Part II. An in vivo study. *Am J Orthod* 1986;89:141-145.
181. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:277-282.
182. Silverstone LM. Fissure sealants: laboratory studies. *Caries Res* 1974;8:2-26.

183. Soetopo, Beech DR, Hardwick JL. Mechanism of adhesion of polymers to acid etched enamel. *J Oral Rehabil* 1978;5:69-80.
184. Speer C, Zimny D, Hopfenmüller W, Holtgrave EA. Bond strength of disinfected metal and ceramic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod* 2005;75:836-842.
185. Storm ER. Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1990;24:91-94.
186. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:152-158.
187. Stutz F. Adhäsive Restauration: state of the art. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2001;111:98-100.
188. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:200-206.
189. Sunna S, Rock WP. An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod* 1999;26:47-50.
190. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988;22:82-88.
191. Takeya M. Effect of acid etching on the human tooth enamel: improvement of its clinical application. *Dent Mater J* 1984;3:220-245.
192. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod* 1979;6:207-208.
193. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215-222.
194. Thanos CE, Munholland T, Caputo AA. Adhesion of mesh-base direct bonding brackets. *Am J Orthod* 1979;75:421-430.
195. Tjan AH, Nemetz H. A comparison of the shear bond strength between two composite resins and two etched ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1988;1:73-79.
196. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;102:155-162.
197. Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 1993;6:302-304.

198. Türkkahraman H, Küçükesmen HC. Effects of light-emitting diode and halogen light curing techniques on ceramic brackets bonded to porcelain surfaces. *Angle Orthod* 2006;76:673-676.
199. Tyldesley WR. The fracture of human enamel: a mechanical model. *Arch Oral Biol* 1970;15:997-999.
200. Üsümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004;74:259-263.
201. Üsümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Gündüz B. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *Eur J Orthod* 2005;27:173-179.
202. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:214-221.
203. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod* 2005;75:109-113.
204. Waldren M. An introduction into the fracture toughness of a light cured orthodontic adhesive. MSc Dissertation, London, 1991.
205. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:72-79.
206. Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resin systems. *Angle Orthod* 1997;67:173-178.
207. Wendl B, Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *Eur J Orthod* 2004;26:535-544.
208. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. *Br Dent J* 1972;132:133-135.
209. Winchester LJ. Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod* 1992;19:233-237.
210. Winchester LJ. A comparison between the old Transcend and the new Transcend series 2000 bracket. *Br J Orthod* 1992;19:109-116.
211. Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in-vitro investigation. *Eur J Orthod* 1991;13:293-305.
212. Zidan O, Hill G. Phosphoric acid concentration: enamel surface loss and bonding strength. *J Prosthet Dent* 1986;55:388-392.

10 Danksagung

An dieser Stelle ein großes Dankeschön an die vielen Zahnarztpraxen aus Berlin und Frankfurt (Oder), die mich beim Sammeln von extrahierten Zähnen so tatkräftig unterstützten. Ebenso ein herzliches Dankeschön an meine Familie, insbesondere an meine Eltern und an meine Frau Ulrike, die mir immer wieder Kraft gaben.

Ein besonderer Dank richtet sich an Herrn PD Dr. Dr. Werner Hopfenmüller für die statistische Beratung, an Herrn Dr. Ralf Müller-Hartwich für seine hilfreichen Tipps sowie an meinen Doktorvater Herrn Prof. Dr. Paul-G. Jost-Brinkmann für die Überlassung dieses Themas und seine hilf- und lehrreichen Anmerkungen und Kommentare.

11 Materialliste

Produktname	Chargennummer/Seriennummer	Hersteller
Adhäsive		
ConTec Duo	29888 39112	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
ConTec LC	27596	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
Transbond™ XT		3M Unitek GmbH Ohmstraße 3 86899 Landsberg am Lech
Brackets		
Fascination®-Brackets	347181 (Zahn 41) 346287 (Zahn 14)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
Fascination®2-Brackets	350386 (Zahn 41) 350312 (Zahn 14)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
Polymerisationslampen		
ConTec Light	P 1211489	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
Elipar™ FreeLight	118196	3M ESPE 3M Deutschland GmbH Carl-Schurz-Straße 1 41453 Neuss
Plasmalampe Plasma Arc Curing System	2709	American Dental Technologies Inc. Corpus Christi, TX 78405 USA
Sonstiges		
360 Zähne (gelagert in 0,1%iger Thymollösung)		Sammlung durch diverse Zahnarztpraxen aus Berlin und Frankfurt (Oder)
360 Zähne (gelagert in 96%igem Ethanol)		enretec GmbH Kanalstraße 17 16727 Velten
ConTec Etch		Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Turnstraße 31, 75228 Ispringen
Diamantschleifer Kugel 001		Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie. Gardeschützenweg 82 12203 Berlin
d ^s -Pinselansätze		Demedis Henry Schein Dental Depot GmbH Pittlerstraße 48-50 63225 Langen

Dupliersilikon		Feguramed GmbH Jahnstraße 2 74722 Buchen-Hettingen
Einmalspritzen 10 ml Artikel-Nr.4606108V		B. Braun Melsungen AG Carl-Braun-Straße 1 34212 Melsungen
Elastics 1/4", 2oz.		3M Unitek GmbH Ohmstraße 3 86899 Landsberg
Pastenkanüle 0,9 x 23 mm		Transcoject GmbH Rügenstraße 8 24539 Neumünster
Polierpaste SuperPolish		KerrHawe SA Via Strecce 4 6934 Bioggio, Schweiz
Polyurethan ebaflott		ebalta Kunststoff GmbH Erlbacher Straße 100 91541 Rothenburg ob der Tauber
Polyurethan SG130/PUR 11		ebalta Kunststoff GmbH Erlbacher Straße 100 91541 Rothenburg ob der Tauber
Positionierungshilfe		Fa. Wolfgang Mehwald Rheinstraße 44-46 12161 Berlin
Prophylaxebürste ISO-Nr.100204030000		Hager & Meisinger GmbH Hansemannstraße 10 31468 Neuss
Thymol		Zentralapotheke Charité Campus Virchow-Klinikum Augustenburger Platz 1 13353 Berlin
Trennscheibe diamantiert Superdiaflex H 355 C		Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie. Gardeschützenweg 82 12203 Berlin
Universalprüfmaschine Modell 464 L		Erichsen Am Iserbach 14 58675 Hemer
Winkelstück		KaVo Dental GmbH Bismarckring 39 88400 Biberach/Riß

12 Tabellenanhang

Zahntyp	Mittelwert	Median	Standardfehler des Mittelwertes	Standardabweichung	Varianz	Minimum	Maximum	Spannweite
Unterer Inzisivus	16,93	14,98	,495	9,388	88,127	1,57	60,67	59,09
Oberer 1. Prämolare	16,00	14,18	,412	7,808	60,958	2,22	46,69	44,47
Insgesamt	16,47	14,49	,322	8,640	74,655	1,57	60,67	59,09

Tabelle 1: Scherfestigkeiten [MPa] der unterschiedlichen Zahntypen

Verwendeter Brackettyp	Mittelwert	Median	Standardfehler des Mittelwertes	Standardabweichung	Varianz	Minimum	Maximum	Spannweite
Fascination®	17,38	15,63	,477	9,046	81,829	2,22	60,67	58,44
Fascination®2	15,56	13,10	,428	8,125	66,019	1,57	48,33	46,75
Insgesamt	16,47	14,49	,322	8,640	74,655	1,57	60,67	59,09

Tabelle 2: Scherfestigkeiten [MPa] der untersuchten Brackettypen

Lagerungsmedium	Mittelwert	Median	Standardfehler des Mittelwertes	Standardabweichung	Varianz	Minimum	Maximum	Spannweite
Alkohol	14,32	13,15	,345	6,539	42,754	1,57	43,89	42,32
Thymol	18,62	16,72	,520	9,875	97,512	3,47	60,67	57,20
Insgesamt	16,47	14,49	,322	8,640	74,655	1,57	60,67	59,09

Tabelle 3: Scherfestigkeiten [MPa] bei Lagerung in unterschiedlichen Lagerungsmedien

Verwendetes Adhäsiv	Mittelwert	Median	Standardfehler des Mittelwertes	Standardabweichung	Varianz	Minimum	Maximum	Spannweite
Contec LC	17,56	15,60	,580	8,980	80,645	3,19	60,67	57,48
Contec Duo	14,93	13,34	,500	7,753	60,113	1,57	46,69	45,12
Transbond™ XT	16,91	14,66	,578	8,947	80,055	2,22	48,33	46,10
Insgesamt	16,47	14,49	,322	8,640	74,655	1,57	60,67	59,09

Tabelle 4: Scherfestigkeiten [MPa] bei Verwendung verschiedener Adhäsive

Verwendete Polymerisationslampe	Mittelwert	Median	Standardfehler des Mittelwertes	Standardabweichung	Varianz	Minimum	Maximum	Spannweite
ConTec Light	17,28	15,61	,592	9,174	84,166	3,87	60,67	56,79
ADT Plasmalampe	17,02	14,67	,561	8,684	75,410	1,57	46,69	45,12
Elipar™ FreeLight	15,11	13,30	,509	7,887	62,199	1,92	43,89	41,97
Insgesamt	16,47	14,49	,322	8,640	74,655	1,57	60,67	59,09

Tabelle 5: Scherfestigkeiten [MPa] nach Polymerisation mit unterschiedlichen Polymerisationslampen

13 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

14 Erklärung

Ich, Robert Gittner, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

„Untersuchung der Scherfestigkeiten und des Schmelzausrissverhalten der Keramikbrackets Fascination® und Fascination®2 unter Verwendung verschiedener Adhäsive und Polymerisationslampen“

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Berlin, 28.11.2009

Robert Gittner